

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA



TESIS DOCTORAL

**Análisis de la función y la calidad visual tras cirugía de
catarata con implante de lente intraocular multifocal**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Paula Talavero González

Directores

José Manuel Larrosa Poves

José María Martínez de la Casa Fernández-Borrella

Madrid

© Paula Talavero González, 2019



UNIVERSIDAD
COMPLUTENSE
MADRID

**DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS
PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR**

Dña. Paula Talavero González, estudiante en el Programa de Doctorado en Ciencias de la Visión, de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, como autora de la tesis presentada para la obtención del título de Doctor y titulada:

Análisis de la función y la calidad visual tras cirugía de catarata con implante de lente intraocular multifocal

Y dirigida por: José Manuel Larrosa Poves, José María Martínez de la Casa Fernández-Borrella y Javier García Bella

DECLARO QUE:

La tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la Ley de Propiedad Intelectual (R.D. legislativo 1/1996, de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, modificado por la Ley 2/2019, de 1 de marzo, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita.

Del mismo modo, asumo frente a la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad del contenido de la tesis presentada de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

En Madrid, a 2 de septiembre de 2019

Fdo.: Paula Talavero González

A Javi

AGRADECIMIENTOS

Al profesor Larrosa, por confiar en mí para realizar este trabajo y animarme, cada vez que hablamos del mismo, a realizarlo en este periodo de mi vida “porque si no lo haces ahora no lo vas a hacer”.

Al profesor Martínez de la Casa, por aceptar ser director de esta tesis y ayudarme en la realización de la misma.

A Javi, no puedo expresar en tan poco espacio todo mi agradecimiento. En esta tesis, como en mi vida, has sido un apoyo constante y fundamental, has estado a mi lado en todo momento, en aquellos días en los que todo iba bien y también en los que iba mal. Gracias por tu paciencia, tu comprensión, tu ayuda, tus “necesitas desconectar de la tesis”, tus “los viernes no se hace tesis” y buscar siempre un plan y por un millón de cosas más. Mi vida sin ti no sería mi vida.

A mis padres y a mi hermana, por tener la gran suerte de haber nacido en esta familia. Me lo habéis dado todo. Siempre habéis estado ahí, en cada momento de mi vida, apoyándome en mis buenas y malas decisiones. Soy quien soy gracias a vosotros, y siempre estaré orgullosa de ello.

A mi sobrino Pablo, por sacarme siempre una sonrisa. Y por esos FaceTime mientras realizaba este trabajo al ordenador, no te imaginas lo que me animaban.

A mi abuela, mis tíos y mis primos, por creer en mí.

A mis amigos, es una suerte tener amigos así en cada sitio en el que me ha tocado vivir. Habéis hecho que en cada lugar en el que he vivido haya sido feliz.

A Fran, Gala e Irene por hacer juntos este trabajo. En especial a Fran, por ayudarme siempre que lo he necesitado.

A mis compañeros, ya amigos, de la Fundación Jiménez Díaz por compartir cada avance en esta tesis y por esos ratos de desconexión. El hospital sin vosotros no sería lo mismo.

ÍNDICE

ABSTRACT	23
RESUMEN	29
ABREVIATURAS	37
INTRODUCCIÓN	41
1. ENTENDIENDO EL OJO	43
2. ESTUDIO DE LA “CANTIDAD VISUAL”	46
2.1 AGUDEZA VISUAL	46
2.1.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA	46
2.1.2 AGUDEZA VISUAL CERCANA	51
2.1.2.1 Optotipos de letras aisladas	52
2.1.2.2 Cartas de lectura	52
2.1.3 AGUDEZA VISUAL INTERMEDIA	54
2.2 CURVA DE DESENFOQUE	55
3. ESTUDIO DE LA “CALIDAD VISUAL”	58
3.1 SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	58
3.2 DESLUMBRAMIENTO	62
3.3 ENCUESTA NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE- 42 (NEI RQL-42)	66
3.4 PUPILA	67
3.5 ABERROMETRÍA	70

3.5.1	HISTORIA	70
3.5.2	INTRODUCCIÓN	71
3.5.3	CLASIFICACIÓN DE LAS ABERRACIONES	72
3.5.3.1	Aberraciones monocromáticas	72
3.5.3.2	Aberraciones cromáticas	74
3.5.4	FRENTE DE ONDA	74
3.5.5	POLINOMIOS DE ZERNIKE	75
3.5.5.1	Aberraciones de bajo orden	78
3.5.5.2	Aberraciones de alto orden	79
3.5.6	ABERRACIONES EN EL OJO NORMAL	82
3.5.7	TIPOS DE ABERRÓMETROS CLÍNICOS	85
3.5.7.1	Aberrómetros que se basan en la medición del frente de onda saliente	85
3.5.7.2	Aberrómetros que se basan en la medición del frente de onda entrante	87
3.5.7.3	Métodos de doble paso	87
3.5.8	APLICACIONES DE LA ABERROMETRÍA EN LA CIRUGÍA	88
3.5.8.1	Aplicaciones preoperatorias	88
3.5.8.2	Aplicaciones intraoperatorias	92
3.5.8.3	Aplicaciones postoperatorias	92
4.	LENTES INTRAOCULARES	93
4.1	EVOLUCIÓN DE LA CIRUGÍA DE CATARATA	93

4.2 CLASIFICACIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES	95
4.2.1 LENTES INTRAOCULARES REFRACTIVAS	96
4.2.1.1 Lentes refractivas monofocales	97
4.2.1.2 Lentes refractivas multifocales	97
4.2.2 LENTES INTRAOCULARES PSEUDOACOMODATIVAS	98
4.2.3 LENTES INTRAOCULARES DIFRACTIVAS	98
4.2.3.1 Lentes difractivas bifocales	100
4.2.3.2 Lentes difractivas trifocales	101
4.3 LENTES TECNIS®	102
4.3.1 LENTE TECNIS® ZCB00	103
4.3.2 LENTE TECNIS® ZMB00	105
IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN	107
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	115
MATERIALES Y MÉTODOS	121
1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCIÓN DE LA MUESTRA	123
1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	123
1.2 CONSENTIMIENTO INFORMADO	123
1.3 SELECCIÓN DE LA MUESTRA	123
2. PROTOCOLO EXPLORATORIO	125
2.1 EXAMEN PREOPERATORIO	125

2.2 TÉCNICA QUIRÚRGICA	127
2.3 EXAMEN POSTOPERATORIO	129
3. METODOLOGÍA DE LAS PRUEBAS COMPLEMENTARIAS	131
3.1 MEDIDA DE LA AGUDEZA VISUAL LEJANA, INTERMEDIA Y CERCANA	131
3.2 DETERMINACIÓN DE LA REFRACCIÓN MANIFIESTA	133
3.3 MEDIDA DE LAS ABERRACIONES ÓPTICAS	134
3.4 PUPILOMETRÍA	135
3.5 CUESTIONARIO DE CALIDAD DE VIDA SOBRE CALIDAD VISUAL	136
3.6 DETERMINACIÓN DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	143
3.6.1 TEST DE PELLI-ROBSON	143
3.6.2 TEST CSV-1000®	145
3.7 ESTUDIO DE LA VELOCIDAD LECTORA	146
3.8 HALOMETRÍA	148
3.9 CURVA DE DESENFQUE	151
4. CREACIÓN DE LA BASE DE DATOS	152
5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	153
<u>RESULTADOS</u>	<u>155</u>
1. CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS	157
2. CARACTRÍSTICAS PREOPERATORIAS	158
3. AGUDEZA VISUAL	159

3.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00	159
3.1.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES FOTÓPICAS	159
3.1.2 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES MESÓPICA ALTA	160
3.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00	161
3.2.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES FOTÓPICAS	161
3.2.2 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES MESÓPICA ALTA	162
3.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN LA AGUDEZA VISUAL AL MES DE LA CIRUGÍA	163
3.3.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA	163
3.3.2 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA CON <i>GLARE</i>	164
3.3.3 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA ALTA	165
3.3.4 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA ALTA CON <i>GLARE</i>	166
3.3.5 AGUDEZA VISUAL INTERMEDIA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA	167
3.3.6 AGUDEZA VISUAL CERCANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA	168
4. REFRACCIÓN MANIFIESTA	169
4.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00	169

4.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00	170
4.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN LA REFRACCIÓN MANIFIESTA AL MES DE LA CIRUGÍA	171
5. ABERRACIONES ÓPTICAS	172
5.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00	172
5.1.1 PUPILA DE 4 mm	172
5.1.1.1 Aberraciones oculares	172
5.1.1.2 Aberraciones corneales	174
5.1.1.3 Aberraciones internas	175
5.1.2 PUPILA DE 6 mm	177
5.1.2.1 Aberraciones oculares	177
5.1.2.2 Aberraciones corneales	178
5.1.2.3 Aberraciones internas	179
5.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00	180
5.2.1 PUPILA DE 4 mm	181
5.2.1.1 Aberraciones oculares	181
5.2.1.2 Aberraciones corneales	182
5.2.1.3 Aberraciones internas	183
5.2.2 PUPILA DE 6 mm	185
5.2.2.1 Aberraciones oculares	185

5.2.2.2	Aberraciones corneales	187
5.2.2.3	Aberraciones internas	188
5.3	COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN LAS ABERRACIONES ÓPTICAS AL MES DE LA CIRUGÍA	189
5.3.1	PUPILA DE 4 mm	190
5.3.1.1	Aberraciones oculares	190
5.3.1.2	Aberraciones corneales	191
5.3.1.3	Aberraciones internas	192
5.3.2	PUPILA DE 6 mm	193
5.3.2.1	Aberraciones oculares	193
5.3.2.2	Aberraciones corneales	194
5.3.2.3	Aberraciones internas	195
6.	PUPILOMETRÍA	196
6.1	ANALIZADOR DE FRENTE DE ONDA KR-1W®	196
6.2	PUPILOMETRÍA DE COLVARD	197
7.	CUESTIONARIO DE CALIDAD DE VIDA SOBRE CALIDAD VISUAL NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE INSTRUMENT-42 (NEI RQL-42)	198
7.1	GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00	198
7.2	GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00	200

7.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN EL CUESTIONARIO NEI RQL-42	201
8. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	203
8.1 TEST DE PELLI-ROBSON	203
8.2 TEST CSV-1000®	204
8.2.1 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA	204
8.2.2 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA CON <i>GLARE</i>	205
8.2.3 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA BAJA	206
8.2.4 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA BAJA CON <i>GLARE</i>	207
9. VELOCIDAD LECTORA	208
10. HALOMETRÍA	209
11. CURVA DE DESENFQUE	210
11.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00	210
11.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00	211
11.3 COMPARATIVA DE LAS CURVAS DE DESENFQUE DE LA LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00 Y LA LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00	212
11.3.1 BINOCULAR	212
11.3.2 MONOCULAR	213
<u>DISCUSIÓN</u>	<u>215</u>

1. DISCUSIÓN RESPECTO A LA CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS	217
2. DISCUSIÓN RESPECTO A LAS CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS	221
3. DISCUSIÓN RESPECTO A LA AGUDEZA VISUAL	223
4. DISCUSIÓN RESPECTO A LA REFRACCIÓN MANIFIESTA	231
5. DISCUSIÓN RESPECTO A LAS ABERRACIONES ÓPTICAS	234
6. DISCUSIÓN RESPECTO A LA PUPILOMETRÍA	238
7. DISCUSIÓN RESPECTO AL CUESTIONARIO DE CALIDAD DE VIDA SOBRE CALIDAD VISUAL NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE INSTRUMENT-42 (NEI RQL-42)	241
8. DISCUSIÓN RESPECTO A LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE	245
9. DISCUSIÓN RESPECTO A LA VELOCIDAD LECTORA	252
10. DISCUSIÓN RESPECTO A LA HALOMETRÍA	255
11. DISCUSIÓN RESPECTO A LA CURVA DE DESENFQUE	258
LIMITACIONES Y PUNTOS DÉBILES	263
REPERCUSIÓN Y APORTACIONES ORIGINALES	264
CONCLUSIONES	267
BIBLIOGRAFÍA	271
ANEXOS	289
ANEXO I. DIVULGACIÓN CIENTÍFICA	291
ANEXO II. NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE INSTRUMENT-42 (NEI RQL-42)	295

ABSTRACT

INTRODUCTION

Nowadays, the objective of cataract surgery it's not only to eliminate the cataract. Patients are increasing demanding and they want to obtain a good visual acuity in all distances without optical correction and associated subjective symptoms.

Until a few years ago with monofocal intraocular lenses patients achieved good levels of visual acuity in far distance requiring optical correction for near vision.

Currently multifocal intraocular lenses have been developed to obtain good levels of visual acuity not only in far distance.

The relevance of multifocal intraocular lenses are very important. These lenses are used in younger people after transparent crystalline lens extraction with refractive purposes.

With the implantation of a multifocal intraocular lens we obtain good levels of vision but one of the most important disadvantages is the decrease in contrast sensibility and the appearance of diffractive phenomena. These two parameters could reduce the visual quality.

For that reason, in the present study we not only evaluate the visual quantity with the visual acuity, the reading speed and the defocus curves. We evaluate too the visual quality with the aberrometry, a questionnaire of quality of life, the contrast sensibility and the halometry. We compare the results obtained between a monofocal intraocular lens and a multifocal intraocular lens, both belonging to the same platform Tecnis®.

OBJECTIVES

- To analyze the visual function in patients undergoing bilateral cataract surgery with implantation of monofocal intraocular lens or multifocal intraocular lens.

- To evaluate the patient satisfaction after bilateral implantation of a monofocal intraocular lens or multifocal intraocular lens.

MATERIALS AND METHODS

Prospective study with 150 eyes of 75 patients diagnosed of surgical bilateral cataract with LOCS III system and younger than 70 years old. Patients with high refractive defects, other ocular diseases or previous ocular surgery were excluded.

Before surgery, we realized a general and ophthalmological anamnesis, an ophthalmological exploration, biometry, endothelial cell count, aberrometry with ocular wavefront analyzer KR-1W®, pupilometry with the same analyzer and with Colvard pupilometer. The NEI RQL-42 questionnaire of quality of life was delivered to patients.

Patients underwent a cataract surgery by phacoemulsification with intraocular lens implantation in capsular bag. The type of implanted lens was randomly selected. The same type of intraocular lens was implanted bilaterally in each patient.

After surgery, the revisions were made according to the protocol of the center. One month after surgery we evaluated distance visual acuity in photopic and mesopic conditions and with or without glare in both cases. Intermediated and near visual acuity, manifest refraction and aberrometry with KR-1W® were evaluated too. Three months after surgery we analyzed contrast sensibility with Pelli-Robson test and CSV-1000® and we studied reading speed with Radner-Vissum test. NEI RQL-42 was delivered at same time. Finally, six months after surgery halometry were realized with software Halo v1.0® and we realized defocus curves.

RESULTS

The number of women included in the study was higher than men (42:33) ($p=0.84$).

The levels of distance visual acuity after surgery were good with both types of intraocular lenses (-0.03 ± 0.06 with monofocal intraocular lens and -0.02 ± 0.08 with multifocal intraocular lens). In the comparison between both lenses we only found differences in high mesopic conditions with better visual acuity with monofocal intraocular lens. Intermediate and near visual acuity was higher in multifocal group, specially in near vision where monofocal intraocular lens needed more addition (2.45 ± 0.53 diopters versus 0.32 ± 0.76 diopters $p<0.001$). Spherical equivalent was close to zero and similar between both groups ($p=0.88$).

Most of the aberrations studied decreased after surgery with the implant of the two types of intraocular lenses. Comparing the lenses between them, there were very few statistical significant differences in the measurements of aberrations.

Presurgical pupillary diameter was similar in both groups ($p=0.37$).

In the questionnaire of quality of life about visual quality true results were better after surgery in all cases. In the comparison between both lenses after surgery, we found significant differences in glare with better results in monofocal intraocular lens Tecnis® ZCB00 group. We found significant differences too in near vision, dependence of correction, suboptimal correction and appearance where the results were better in multifocal intraocular lens Tecnis® ZMB00 group.

Analyzing contrast sensibility a few differences were found between groups with Pelli-Robson test but with CSV-1000® the differences were higher specially with mesopic conditions.

The reading speed was similar in both groups. The study of halos measure with software Halo v1.0® was significant higher in multifocal group.

Defocus curve with bifocal intraocular lens showed the “double jump” pattern, representing good levels of visual acuity in distance and near vision. Defocus curve of monofocal intraocular lens obtained good levels of visual acuity in distance vision decreasing in intermediate and near focus. Binocular results were better in both lenses.

CONCLUSIONS

1. With both types of intraocular lenses good levels of distance visual acuity were obtained. These levels were good too in near vision with multifocal intraocular lens.
2. Most of aberrations studied decreased after surgery in all cases without important differences between both lenses after surgery.
3. Quality of life associated to visual quality improved after surgery. Glare subjective perception is worse with multifocal intraocular lens and dependence of correction worse with monofocal intraocular lens.
4. Contrast sensibility levels with Pelli-Robson test were similar. Levels with CSV-1000® in mesopic conditions were worse in multifocal group.
5. Reading speed was similar between groups. The influence of halos were worse in multifocal group.

RESUMEN

INTRODUCCIÓN

Hoy en día el objetivo de la cirugía de catarata ya no es sólo eliminar la catarata sino que cada vez las demandas de los pacientes han aumentado, queriendo obtener una buena agudeza visual en todas las distancias sin síntomas subjetivos asociados.

Hasta hace pocos años, con las lentes intraoculares monofocales se conseguía una buena agudeza visual en lejos con necesidad de corrección óptica para la visión próxima.

Actualmente se han desarrollado las lentes intraoculares multifocales, destinadas a obtener buena agudeza visual no solo en lejos, sino también en más focos.

Este tema es de tal actualidad, que no solamente se emplean las lentes multifocales tras la extracción de la catarata sino también tras la extracción de cristalino transparente en personas de menor edad con fines refractivos.

Al implantar una lente multifocal se consiguen buenos objetivos en cuanto a visión, pero algunos de los principales inconvenientes son la disminución de la sensibilidad al contraste y la aparición de fenómenos disfotópicos, pudiendo reducir la calidad visual.

Por este motivo, en nuestro estudio no solo evaluamos la cantidad visual a través de la agudeza visual, la velocidad lectora y la curva de desenfoque; sino que también analizamos la calidad visual mediante la aberrometría, un cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual, el estudio de la sensibilidad al contraste y la halometría, haciendo una comparativa, en cada prueba realizada, entre una lente monofocal y una lente multifocal pertenecientes a la misma plataforma Tecnis®.

OBJETIVOS

- Analizar la función visual en pacientes intervenidos de cirugía de catarata bilateral con implantación de una lente intraocular monofocal y una lente intraocular multifocal.
- Evaluar el grado de satisfacción de los pacientes tras la implantación bilateral de una lente intraocular monofocal y una multifocal.

MATERIALES Y MÉTODOS

Realizamos un estudio prospectivo con 150 ojos de 75 pacientes diagnosticados de catarata bilateral quirúrgica según la clasificación LOCS III y menores de 70 años. Se excluyó a todos aquellos pacientes con defectos refractivos elevados, coexistencia de enfermedades oculares o cirugía ocular previa.

Antes de la intervención se realizó una anamnesis general y oftalmológica, una exploración oftalmológica completa, biometría, contaje de células endoteliales, determinación de aberraciones ópticas mediante el analizador de frente de onda KR-1W®, pupilometría mediante el mismo analizador de frente de onda y mediante el pupilómetro de Colvard y se les entregó el cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual NEI RQL-42.

Los pacientes fueron sometidos a una facoemulsificación con implante de lente intraocular en saco capsular, bien monofocal o multifocal seleccionada aleatoriamente. A cada paciente se le implantó la misma lente en ambos ojos.

Tras la cirugía se realizaron las revisiones de rutina según el protocolo del Centro. Al mes de la cirugía se evaluó la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica, y en ambos casos con y sin deslumbramiento, además de la visión intermedia

y la visión cercana. También se midió la refracción manifiesta y se volvieron a determinar las aberraciones con el KR-1W®. La sensibilidad al contraste mediante el test de Pelli-Robson y el test CSV-1000® se analizó a los 3 meses de la cirugía del segundo ojo, al igual que el estudio de la velocidad lectora con el test Radner-Vissum. De nuevo se les entregó el cuestionario NEI RQL-42. Por último a los 6 meses de la cirugía se realizó una halometría a través del software Halo v1.0® y se realizaron las curvas de desenfoque.

RESULTADOS

El número de mujeres estudiadas fue algo superior a los hombres (42:33) ($p=0.84$).

Los niveles de agudeza visual lejana alcanzada tras la cirugía fueron buenos con ambos tipos de lentes (-0.03 ± 0.06 con LIO monofocal y -0.02 ± 0.08 con LIO multifocal). Al comparar ambas lentes solo encontramos diferencias en condiciones de iluminación mesópica alta donde la agudeza visual fue mejor en la lente monofocal. En cuanto a los niveles de agudeza visual intermedia y cercana fueron superiores en el grupo de la lente multifocal, especialmente la visión próxima, donde la lente monofocal requirió mayor adición (2.45 ± 0.53 dioptrías versus 0.32 ± 0.76 dioptrías $p<0.001$). El equivalente esférico fue próximo a cero y similar entre ambos grupos ($p=0.88$).

La mayoría de las aberraciones estudiadas disminuyeron tras la cirugía con el implante de los dos tipos de lentes. Al comparar las lentes entre sí en el postoperatorio apenas hubo diferencias estadísticamente significativas en la medición de las aberraciones.

El diámetro pupilar preoperatorio fue similar en ambos tipos de lentes ($p=0.37$).

En cuanto al cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual, la puntuación mejoró tras la cirugía en todos los casos. Al comparar ambas lentes tras la cirugía, encontramos diferencias en la categoría del deslumbramiento, siendo la puntuación mejor para la lente

monofocal Tecnis® ZCB00 y en visión de cerca, dependencia de la corrección, corrección subóptima y apariencia donde los resultados fueron mejores en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00.

Al analizar la sensibilidad al contraste apenas encontramos diferencias entre grupos con el test de Pelli-Robson pero si con el test de CSV-1000®, especialmente al realizarlo bajo condiciones de iluminación mesópica.

El estudio de la velocidad lectora fue similar en ambos grupos. El estudio de los halos medido con el software Halo v1.0® fue significativamente superior en el grupo de la lente multifocal.

La curva de desenfoque de la lente bifocal mostró el patrón de “doble joroba” representando una buena agudeza visual de lejos y cerca, a diferencia de la curva de desenfoque de la lente monofocal donde solo se alcanzó buena agudeza visual en el foco lejano. Con ambas lentes, cuando la curva se hizo en binocular los resultados fueron mejores.

CONCLUSIONES

1. Con ambos tipos de lentes se obtienen niveles de agudeza visual lejana adecuados, siendo estos niveles también correctos en la visión cercana con la lente multifocal.
2. La mayoría de las aberraciones ópticas estudiadas disminuyen tras la cirugía en ambos tipos de lentes, sin encontrar prácticamente diferencias entre las lentes en el postoperatorio.

3. La calidad de vida en relación a la calidad visual mejora tras la cirugía. La percepción subjetiva del deslumbramiento es peor con la lente multifocal y la de la dependencia de la corrección peor con la lente monofocal.
4. Los niveles de sensibilidad al contraste con el test de Pelli-Robson son similares mientras que con el test CSV-1000® en condiciones mesópicas son peores en el grupo multifocal.
5. La velocidad lectora es similar en ambos grupos mientras que la influencia de los halos es peor en el grupo multifocal.

ABREVIATURAS

Ad: adición

AV: agudeza visual

cc: con corrección

cpg: ciclos por grado

D: dioptrías

Equi: equivalente

LIO: lente intraocular

sc: sin corrección

VC: visión cercana

VI: visión intermedia

VL: visión lejana

VP: visión próxima

INTRODUCCIÓN

1. ENTENDIENDO EL OJO

El ojo humano tiene cuatro superficies refractivas, cinco índices de refracción y cuatro espesores. La modificación de cualquiera de estos parámetros afecta a su capacidad óptica.

Desde un punto de vista refractivo, los parámetros más importantes son la potencia refractiva de la córnea y el cristalino, la profundidad de la cámara anterior y la longitud axial.

El ojo trabaja con luz policromática, tiene una solvencia óptica limitada (aberraciones, dispersión etc.), un campo visual muy amplio, utiliza la acomodación para enfocar objetos cercanos y evoluciona a lo largo de la vida.

También hay que tener en cuenta que tiene importantes cantidades de aberraciones de alto orden, que se incrementan significativamente con el diámetro pupilar, además de variar con la edad y la acomodación.

El coma, el trefoil y la aberración esférica son las aberraciones de alto orden más importantes en el ojo, y presentan valores promedio similares en la población¹.

En cuanto a la dispersión intraocular de la luz, en el ojo existen cinco fuentes principales que contribuyen a la cantidad total de luz dispersada sobre la retina: la córnea, el iris, la esclera, el cristalino y la retina.

Para ojos jóvenes y sanos la cantidad total de luz dispersada sobre la retina es aportada en un 30% por la córnea, un 40% por el cristalino y un 20% por el iris, la esclera y la retina. Estos valores varían por factores como la edad, la pigmentación y patologías específicas.

La contribución corneal a la dispersión es constante con la edad y puede cambiar tras la cirugía corneal o determinadas patologías. El iris y la esclera dispersan la luz dependiendo de la pigmentación del sujeto; los ojos marrones absorben más luz y por lo tanto dispersan menos que los ojos claros. La dispersión producida por el cristalino aumenta con la edad, siendo mayor en pacientes con catarata. La retina dispersa la luz a distintas localizaciones, ya que no toda la luz incidente es absorbida y alguna es reflejada, en función de la pigmentación.

La dispersión se mantiene relativamente sin cambios hasta los 40 años de edad, se dobla en ojos normales sin catarata hasta los 65 años y se triplica hasta los 77 años en relación con los ojos jóvenes. En el caso de ojos pseudofáquicos los valores de la luz dispersada sobre la retina no dependen de la edad².

La película lagrimal es esencial para asegurar una buena calidad óptica de la superficie corneal. El epitelio corneal tiene una superficie rugosa con poca calidad óptica. La lágrima cubre las pequeñas rugosidades e imperfecciones epiteliales, por lo tanto es fundamental para la calidad óptica del sistema ocular; y cualquier cambio en su espesor y regularidad introducirá aberraciones adicionales al sistema óptico del ojo. Los cambios en las aberraciones ópticas debidos a la rotura de la película lagrimal contribuyen a la reducción en la calidad de la imagen retiniana³.

El endotelio también presenta una superficie rugosa, siendo el humor acuoso el que suaviza la dispersión.

La córnea es la superficie con mayor poder dióptrico del ojo, unas 48 dioptrías. Su superficie anterior es esférica, es decir, el radio de curvatura cambia del centro a la periferia y lo hace en diferente medida en los distintos meridianos. Esta asfericidad de la córnea

normal tiene implicaciones refractivas, ya que permite valores menores de aberración esférica que mejoran la calidad de la imagen retiniana. La superficie posterior de la córnea es difícil de medir.

En cuanto a las aberraciones de alto orden, la córnea muestra valores elevados, mayores que los de la totalidad del sistema óptico del ojo debido a la compensación parcial por los elementos internos del ojo (fundamentalmente el cristalino). La córnea introduce cantidades significativas de aberraciones en el sistema óptico del ojo, siendo las fuentes principales el ángulo entre el eje visual y el eje óptico, las irregularidades de la superficie y el descentramiento pupilar.

La potencia del cristalino varía enormemente de unas 21-22 dioptrías en su estado desacomodativo a más de 30 dioptrías en su estado de máxima acomodación.

La pupila también tiene un papel importante en la formación de la imagen retiniana. A niveles fotópicos su diámetro es pequeño, por lo que bloquea los rayos periféricos, que son generalmente los más aberrados. En condiciones de baja iluminación el diámetro pupilar aumenta para incrementar el número de fotones.

La pupila a menudo está desplazada unos 0.5 mm nasal respecto del eje óptico, lo cual tiene impacto en las aberraciones, particularmente el coma.

Hay evidencias del deterioro de la calidad óptica tras los distintos procedimientos quirúrgicos. Los nuevos diseños de lentes y procedimientos de tratamiento de superficie no han sido capaces de mejorar, hasta hoy, la limitada calidad del sistema óptico del ojo.

2. ESTUDIO DE LA “CANTIDAD VISUAL”

2.1 AGUDEZA VISUAL

La agudeza visual es la capacidad de discriminar dos estímulos separados en el espacio con elevado contraste en relación con el fondo. Estos estímulos deben estar separados una cierta distancia para ser percibidos como independientes, lo que se denomina mínimo ángulo de resolución. Podría considerarse la agudeza visual como el recíproco del umbral de resolución. Clínicamente, discriminar letras en una carta determina esto, pero esta tarea requiere también el reconocimiento de la forma de las letras, que es un proceso que también implica a centros más elevados de la percepción visual^{4,5}.

2.1.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA

Para su determinación se emplean cartas que contienen letras o símbolos de tamaño decreciente y con un mismo contraste en el fondo. Cada letra o símbolo se denomina optotipo y el conjunto de optotipos organizados en líneas de tamaño decreciente se denomina carta de agudeza visual^{5,6}.

La medida cuantitativa de la agudeza visual se realiza en función del ángulo que partiendo del ojo observador es capaz de determinar dos puntos visibles como independientes y que se puede denominar mínimo ángulo de resolución (MAR) cuyas unidades son minutos de arcos (arc min)⁴⁻⁶.

A partir del MAR, y entendiendo la agudeza visual como un poder separador, la agudeza visual decimal se define como el cociente entre el MAR estándar (1 arc min) y el MAR particular que presenta el ojo observador bajo medida⁵.

Los primeros optotipos introducidos por Snellen⁷ son de los más populares. Consisten en letras de diferentes ángulos que aumentan de tamaño proporcionalmente en incrementos en cierto modo irregulares en cada línea hasta el tamaño 20/200 o 20/400. La línea menor de la carta que el paciente puede leer se corresponde con la agudeza visual, permitiéndose uno o dos fallos por línea.

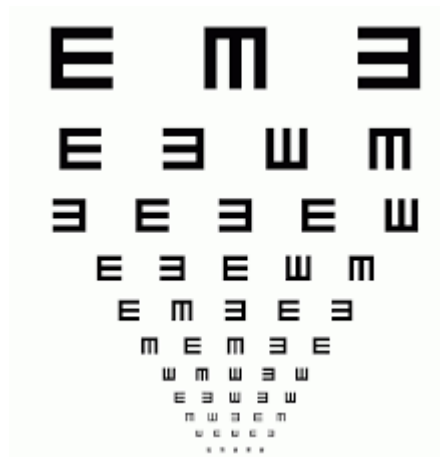


Figura 1. Optotipo tipo Snellen.

La notación de la medida se expresa en una fracción en la que el numerador es la distancia en metros a la que se sitúa el optotipo (generalmente 6 m para evitar el estímulo acomodativo) y el denominador es la distancia a la que debería verse^{5,6}.

En los países anglosajones la distancia se expresa en pies (6 m = 20 pies), por lo que la agudeza estándar se expresa como 20/20. En algunos países como España hay la costumbre de expresar la agudeza visual en decimales.

A pesar de ser la más empleada, la carta de Snellen presenta ciertas limitaciones^{4,5,8}:

- La progresión no es escalonada entre líneas.

- El número de letras no es similar en cada fila (el permitir un error por línea no tiene la misma importancia a diferentes niveles de agudeza visual).
- Proporciona pocos optotipos para pacientes con agudeza visual baja y un salto muy grande para valores altos.
- La distancia entre letras y filas no está estandarizado (si las letras o las filas están demasiado juntas se producen fenómenos de agrupamiento disminuyendo la agudeza visual, siendo más acusado en las filas con letras más pequeñas)^{9,10}.
- La denominación de carta de Snellen no está estandarizada (las cartas de Snellen de diferentes fabricantes pueden usar distintas fuentes de tipos de letra, diferente separación entre letras y pueden iluminarse o proyectarse de forma diferente).

Por todos estos fenómenos se desarrollaron nuevos sistemas para la medición de la agudeza visual y se llegó al diseño realizado por los doctores Ian Bailey y Jan Lovei en 1976¹¹, actualmente la más popular, con las siguientes características:

- El tamaño de las letras es el único determinante de la dificultad de cada fila, ya que casi todas las letras presentan la misma legibilidad, excluyendo letras complejas.
- Cada fila consta de 5 letras habiendo un total de 14 filas (70 letras) todas mayúsculas que fueron propuestas por el doctor Sloan en 1952 (C, D, H, K, N, O, R, S, V, Z).
- El espacio entre filas y columnas es consistente, lo cual es importante para evitar los fenómenos de agrupación. Los espacios entre líneas y entre letras se estandarizan de modo que los espacios entre letras son iguales al ancho de una

letra, y el espacio entre líneas es igual en altura a las letras de la línea inmediatamente inferior⁹.

- La progresión de la altura de las letras de una línea a otra es geométrica, al igual que hay una progresión geométrica de la dificultad de la carta basada en la distancia del paciente. Está diseñada para situarse a 6 m y gracias a esta característica se puede variar de forma precisa el tamaño de las letras basándose en la distancia a la que se coloca el test, lo que permite variar la distancia del test según se desee. Por cada acercamiento al paciente en un paso de 0.1 logaritmo (6 a 4.8 m o 4.8 m a 3.8 m) se produce un incremento del 25% en el tamaño angular de las letras y el paciente debería ser capaz de ver una fila más.

La carta de optotipos de Bailey-Lovie se modificó en 1982 para su uso en el Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS)¹². Así las cartas ETDRS y el protocolo para la toma de la visión con estas cartas se ha convertido en el patrón modelo para la mayoría de los ensayos clínicos actuales.

Las cartas de tipo Bailey-Lovie introducen por primera vez el concepto de notación LogMAR de la agudeza visual.

Las cartas ETDRS han resultado ser superiores a las de Snellen⁸, mejorando así la precisión y la repetitividad de las medidas de agudeza visual⁵.

El ETDRS tiene además la ventaja de disponer de cuatro cartas que se pueden intercambiar para evitar que el paciente memorice las letras⁸.



Figura 2. Optotipo ETDRS para la visión lejana.

Como inconveniente del ETDRS cabe destacar que es poco intuitivo, ya que los valores bajos de puntuación de la carta se asocian a valores altos de agudeza visual.

Para la medida de la agudeza visual son importantes las condiciones de luminancia y el contraste, así se recomienda que la luminancia debe ser de 120-150 cd/m² para cartas iluminadas internamente y entre 480 y 600 luxes para cartas proyectadas; y en cuanto al contraste se recomienda un mínimo de 0,9 (90%)^{4,5}.

Las tres entidades internacionales de estandarización en temas de visión más importantes han establecido normativas similares, aunque no idénticas⁵, llegando al acuerdo de que la distancia estándar para la realización de la prueba sea de 4 m y que el tamaño de progresión de la carta de agudeza visual deber ser 0.1 unidades logarítmicas. Posteriormente la British Standards Institution definió el espacio entre optotipos para una misma fila como el ancho de un optotipo de esa fila¹³.

Se han publicado normas sobre la denominación de la medida de la agudeza visual a diferentes distancias con y sin corrección con el fin de estandarizar las denominaciones en las publicaciones científicas¹⁴.

2.1.2 AGUDEZA VISUAL CERCANA

Tradicionalmente, la agudeza visual se mide en visión lejana ya que se relaja la acomodación. La importancia de la evaluación de la visión en cerca es por la valoración de la capacidad de acomodación del paciente y la prescripción de adición para la visión próxima. Recientemente ha cobrado más importancia para la valoración del rendimiento de la visión próxima de las lentes multifocales.

Para medir la agudeza visual próxima existen dos métodos: letras aisladas (similares a los de la visión lejana pero a distancia más corta) y cartas de lectura (que utilizan una serie de textos de tamaño de letra decreciente)⁴.

Desde un punto de vista funcional, la evaluación mediante un texto aporta mayor información que las letras aisladas en una carta de visión próxima, ya que la lectura requiere un área funcional mayor que la fóvea para reconocer una palabra entera (a diferencia de las letras aisladas), además de requerir una visión más allá de la fijación para guiar los movimientos a lo largo de una línea. Aunque las cartas de lectura presentan el inconveniente de que en la lectura intervienen más tareas que la simple discriminación de la letra, la dificultad del texto, el reconocimiento de la letra etc.

2.1.2.1 Optotipos de letras aisladas

Para medir la agudeza visual cercana se valoran el tamaño de la letra y la distancia de lectura.

La visión cercana suele examinarse a 35-40 cm. Es importante tener en cuenta la posición natural de lectura o trabajo del paciente⁴.

Se han empleado diferentes métodos para evaluar la agudeza visual próxima⁴: Snellen reducido (es una reducción equivalente para cerca), sistema Jaeger y sistema de puntos (no estandarizados) etc. La notación LogMAR sigue los mismos parámetros que la carta de Bailey-Lovie para lejos. La carta Precision Vision Logarithmic Visual Acuity Series 2000 ETDRS (Precision Vision, Woodstock, IL, EEUU) está diseñada para medir la agudeza visual próxima a 40 cm y es la recomendada y más empleada en ensayos clínicos.

2.1.2.2 Cartas de lectura

En el mundo real, los test de agudeza visual son malos predictores de la función visual, a diferencia de los test basados en rendimiento, como los que miden la velocidad lectora, que se pueden emplear para cuantificar la función visual cercana¹⁵.

Este test ofrece más datos sobre la función visual que la simple medida de la agudeza visual, es sencillo y rápido de realizar, proporciona gran cantidad de información y puede interpretarse fácilmente.

Bailey y Lovie determinaron que es posible evaluar la velocidad y la agudeza de lectura al mismo tiempo¹⁶, método aplicado también en la carta de lectura de Minnesota (MNRead) (Universidad de Minnesota, Minneapolis, MN, EEUU)^{17,18}.

Es necesario emplear frases que se puedan comparar para minimizar las variaciones en la velocidad lectora debidas al empleo de diferentes frases.

Casi todas las cartas de lectura tradicionales (Jaeger, Niden, Parinaud) no están estandarizadas, pero las cartas más recientes (MNRead¹⁷, Colenbrander¹⁹ y Radner²⁰) siguen los principios de Bailey y Lovie^{11,21} y tienen párrafos de igual longitud.

En la actualidad, las cartas de Radner tienen la estructura de frases más rigurosamente estandarizadas, estableciéndose también las tareas cognitivas implicadas en la lectura²⁰.

Las frases son comparables en número y longitud de palabras, posición de las mismas, dificultad léxica y complejidad sintáctica, además se tienen en cuenta el número de letras y sílabas por palabra, línea y frase.

Los optotipos de frases estandarizadas se presentan en una escala logarítmica (formato LogRAD).

Se publicaron por primera vez en alemán en 1997 y posteriormente se han desarrollado en múltiples lenguas, incluido el castellano²².

RADNER-VISSUM - TARJETA DE LECTURA 1

logRAD		Visual	Graben
20cm / 20cm		20cm / 20cm	20cm / 20cm
0.8 / 0.3	El director está quitando todas las papeleras, que habían sido pintadas por esos gamberros	0.18 / 0.08	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.8 / 0.6	El médico está leyendo todo el protocolo, que había sido propuesto por sus compañeros	0.18 / 0.1	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.7 / 0.8	Su hermana viaja siempre en la furgoneta, que le habían comprado para su graduación	0.1 / 0.18	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.8 / 0.8	El colegial está jugando con sus botafueros, que le había regalado su viejo profesor	0.30 / 0.28	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.8 / 0.7	Mi profesor oye con interés el resultado, que había sido acordado con mucha precisión	0.12 / 0.2	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.6 / 0.8	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	0.4 / 0.28	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.7 / 0.8	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	0.8 / 0.32	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.2 / 0.6	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	0.04 / 0.6	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.7 / 0.3	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	0.8 / 0.8	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.8 / 0.2	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	0.08 / 0.04	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.7 / 0.2	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	0.18 / 0.8	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$
0.2 / 0.8	El director está dando ordenes a su personal, que había sido acordado por estos gamberros	1.8 / 0.8	$\frac{10}{100}$ - $\frac{10}{100}$

Figura 3. Test de Radner-Vissum adaptado al castellano²².

2.1.3 AGUDEZA VISUAL INTERMEDIA

La evaluación de la agudeza visual próxima e intermedia ha empezado a adquirir interés a raíz de la introducción de lentes multifocales. Dado que la implantación de este tipo de lentes es reciente no existen sistemas estandarizados para la medición de la agudeza visual intermedia.

En trabajos recientes se considera la opción de utilizar la carta Precision Vision Logarithmic Visual Acuity Series 2000 ETDRS (diseñada para medir la agudeza visual cercana a 40 cm) que ajusta los resultados basándose en la distancia medida para determinar la agudeza visual intermedia (50, 60 y 70 cm).

No obstante lo más sencillo, práctico y que más información aporta sobre la agudeza visual intermedia es la realización de la curva de desenfoque.

2.2 CURVA DE DESENFQUE

Con la llegada de las lentes multifocales ha aumentado el grado de satisfacción de los pacientes tras la cirugía de cataratas, pero también ha aumentado el nivel de exigencia.

Cada día hay más tipos de lentes multifocales por lo que es necesario conocer el rendimiento visual de las mismas a todas las distancias para escoger la adecuada a las necesidades visuales del paciente teniendo en cuenta su trabajo, actividad diaria etc.

No existe una lente intraocular universal que satisfaga los requerimientos de todos los pacientes, por lo que la elección de la misma se debe individualizar en función del comportamiento de la lente.

El comportamiento de la lente a las distintas distancias lo podemos determinar con la curva de desenfoque, un método objetivo que aporta gran cantidad de información, es fácil de interpretar y permite la comparación de diferentes lentes.

Una curva de desenfoque es una gráfica construida midiendo la agudeza visual del paciente tras ser sometido a desenfoques añadiendo diversas lentes esféricas.

Realiza un recorrido comprendido entre su punto remoto y su punto próximo según distintos rangos de desenfoque.

Se basa en la relación entre la vergencia de la lente y la distancia focal: ver un objeto situado en el infinito óptico a través de una lente de -1 dioptrías equivale ópticamente a

verlo a 1 m de distancia, y con -3 dioptrías equivale a verlo a 33 cm. Así se pueden evaluar los diferentes focos sin variar la distancia del optotipo.

Las curvas de desenfoque son útiles para estudiar el comportamiento de una lente intraocular a cualquier distancia, y son un método alternativo para medir la profundidad de foco, fundamentalmente en ojos con lentes multifocales²³⁻²⁵.

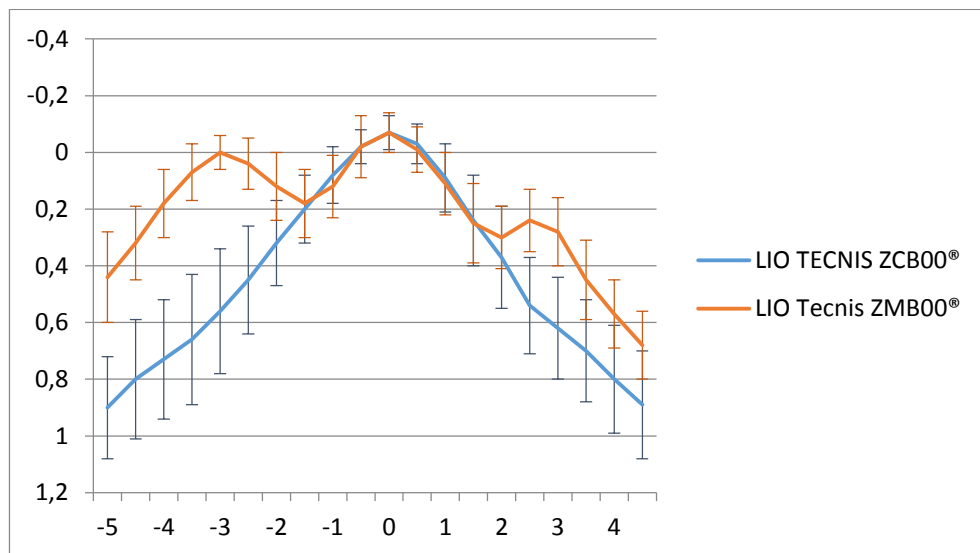


Figura 4. Curva de desenfoque.

La prueba puede realizarse monocular o binocularmente. Se necesita un optotipo y un foróptero (se realiza más fácil y rápido que en una montura de pruebas). Como se explicó anteriormente, el optotipo más adecuado y más utilizado son las cartas ETDRS.

La prueba comienza ajustando la mejor graduación del paciente y a continuación se van colocando lentes esféricas para producir el desenfoque. Lo más usual es evaluar rangos entre -5 dioptrías y -3 dioptrías esféricas, aunque hay trabajos que concluyen que la valoración entre -4 dioptrías y +1 dioptría sería suficiente.

En cuanto a los pasos de dioptrías por cada desenfoque hay mayor uniformidad y se establece que debe ser de 0.50 dioptrías. Trabajos de Wolffsohn et al.²⁶ con pasos de 1 y 1.5 dioptrías, en un intento de agilizar la prueba no fueron buenos, comprobándose que los resultados quedaban distorsionados.

La prueba siempre comienza por -5 o -4 dioptrías, se va bajando la potencia en pasos de 0.5 dioptrías hasta llegar a 0 dioptrías (equivale a la máxima visión de lejos), de ahí se coloca en +3 o +1 dioptrías y se realizan los mismos pasos.

En el eje de ordenadas se establecen los valores de agudeza visual preferiblemente en escalas logarítmicas LogMAR, y en el eje de abscisas se registran los valores de desenfoque.

Las curvas de desenfoque también tienen inconvenientes:

- No se tiene en cuenta el tamaño pupilar (aspecto importante en las lentes multifocales) siendo los resultados diferentes con pupilas de 3 o 5 mm.
- La visión de cerca se mide en ausencia de la tríada de la visión cercana: miosis, convergencia y acomodación (que tiene menos importancia al ser pseudofáquico), lo que pudiera modificar algo los resultados.

En cuanto a la interpretación de las curvas de desenfoque existen tres zonas clave, las que corresponden a la visión lejana, intermedia y cercana. Estas determinan el comportamiento visual de la lente, especialmente importante en las lentes multifocales.

La zona de visión cercana se define situada en el desenfoque entre -4 y -2 dioptrías y equivale a un rango entre 25 y 50 cm, respectivamente, mientras que la visión intermedia

es la comprendida entre -2 y -1 dioptrías, y equivale a la distancia entre 50 cm y 1 m, respectivamente.

El rendimiento visual de la lente será mejor cuanto menos abrupta sea la curva entre estos tres puntos, así las transiciones entre distancias son más suaves y se consiguen mejores niveles visuales entre los puntos.

3. ESTUDIO DE LA “CALIDAD VISUAL”

3.1 SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La sensibilidad al contraste es la habilidad para detectar la presencia de mínimas diferencias de luminosidad entre dos áreas u objetos²⁷.

La medición de la agudeza visual determina la capacidad de discriminación en una situación de alto contraste, ya que los optotipos utilizan letras de color negro sobre fondo blanco. Pero esta situación no se da en la vida habitual ya que las diferencias de contraste no son tan elevadas.

Además hay determinados problemas visuales que pueden no afectar a la agudeza visual y disminuir la sensibilidad al contraste.

La sensibilidad al contraste es un indicador fiable de la función visual, que representa el impacto de la vista sobre la calidad de vida en actividades cotidianas. Por lo tanto, su medición ayuda a entender las quejas de pacientes con buena agudeza visual.

Los test de sensibilidad al contraste describen la función global del sistema visual²⁸.

La prueba consiste en que el paciente fije la vista en un optotipo con luminosidad constante y tamaño estable e indique en qué momento ya no es capaz de diferenciar.

Actualmente no hay un sistema estandarizado para la medida de la sensibilidad al contraste, aun así pueden diferenciarse en dos grandes grupos: los sistemas de visión de bandas claras-oscuras y los sistemas de visión de optotipos.

Los sistemas que utilizan bandas claras-oscuras suelen evaluar la sensibilidad al contraste en diferentes frecuencias.

Se habla de alta frecuencia espacial cuando en un grado entran un gran número de bandas y la red de bandas claras-oscuras es delgada. Cuando la red se ensancha, en un grado entran menos bandas y se van reduciendo las frecuencias espaciales, pasando a hablar de bajas frecuencias.

Al representar la sensibilidad al contraste frente a la frecuencia espacial, se obtiene la función de sensibilidad al contraste.

En función de la patología visual, la sensibilidad al contraste se afecta en diferentes frecuencias espaciales²⁹:

- Problemas de origen cortical suelen afectar a frecuencias espaciales bajas (0.5-3 cpg).
- Catarata, glaucoma, neuritis o atrofia óptica generalmente afectan a frecuencias espaciales medias (4-10 cpg).
- Degeneración macular, edema macular, errores de refracción, ambliopía y catarata suelen afectar a frecuencias espaciales altas (>10 cpg).

Los test más conocidos de estudio de sensibilidad al contraste que emplean frecuencias espaciales son el test de contraste de la visión (VCTS 6500®, FACT, B-VAT, Test de Cambridge), el CSV-1000® (Vector Vision, Greenville, OH, EEUU) y el test de agudeza funcional de contraste (Optec 6500®, Stereo Optical Company, Inc., Chicago, IL, EEUU).

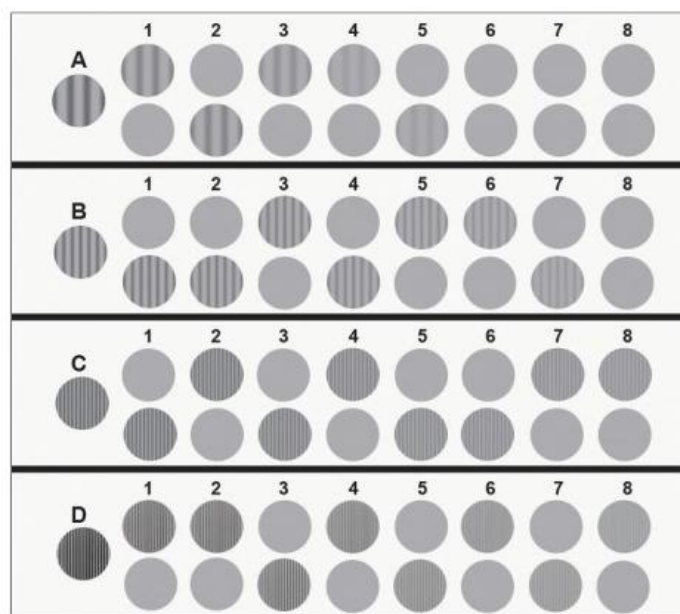


Figura 5. Test CSV-1000®.

El otro grupo de test para evaluar la sensibilidad al contraste están enfocados en la determinación de optotipos con niveles de contraste variables que van decreciendo hasta que el paciente no es capaz de diferenciarlos.

Los más conocidos son el test de contraste de letras pequeñas (SLCT), el test de Bailey-Lovie, el test de agudeza visual de Baylor (Medtronic Sola, Jacksonville, FL, EEUU) y el test de Pelli-Robson (Clement Clarke International, Haag Streit UK, Harlow, Reino Unido) (se basa en grupos de tres letras que van disminuyendo su contraste respecto al fondo y se puede determinar el nivel de sensibilidad al contraste cuando el paciente no distingue dos de las tres letras de cada grupo).



Figura 6. Test de Pelli-Robson.

3.2 DESLUMBRAMIENTO

Hay pacientes con buena función visual en condiciones de iluminación fotópicas pero que en condiciones mesópicas o escotópicas refieren falta de nitidez (disminución de la sensibilidad al contraste), fenómenos de halos o destellos (*starbust*) o deslumbramiento (*glare*). Esto se conoce como alteraciones de la visión nocturna y pueden aparecer por problemas de transparencia, inestabilidad de la película lagrimal o más frecuentemente tras cirugía corneal o intraocular.

No existe gran relación entre agudeza visual, función de sensibilidad al contraste y deslumbramiento, pudiéndose afectar de forma independiente, sobre todo la agudeza visual y el deslumbramiento³⁰.

La evaluación del deslumbramiento es útil en las cataratas, e incluso se podría establecer un valor a partir del cual plantear la cirugía. También es interesante para estudiar diferentes técnicas quirúrgicas o dispositivos ópticos empleados en cirugía ocular ya que el deslumbramiento tiene mucha importancia en ciertas actividades de la vida diaria.

Al hablar de deslumbramiento se han adoptado dos términos en inglés: *glare* y *glare disability*³¹. *Glare*, que se refiere a una fuente de luz, y *glare disability*, que es la disminución subjetiva de visión debida a una fuente de deslumbramiento. Esto se produce por áreas de alta intensidad luminosa que reducen la visibilidad de zona adyacentes poco iluminadas, y el grado de afectación es variable. Entre estas situaciones está la conducción nocturna cuando les molesta una fuente de luz.

Ópticamente, el deslumbramiento se produce cuando la luz de una fuente puntual tiene una dispersión en los medios oculares produciéndose una degradación de la imagen o velamiento, que se conoce como *stray light* (STL). Se ha llegado a un acuerdo en que los términos *stray light* y *glare disability* se consideran sinónimos³².

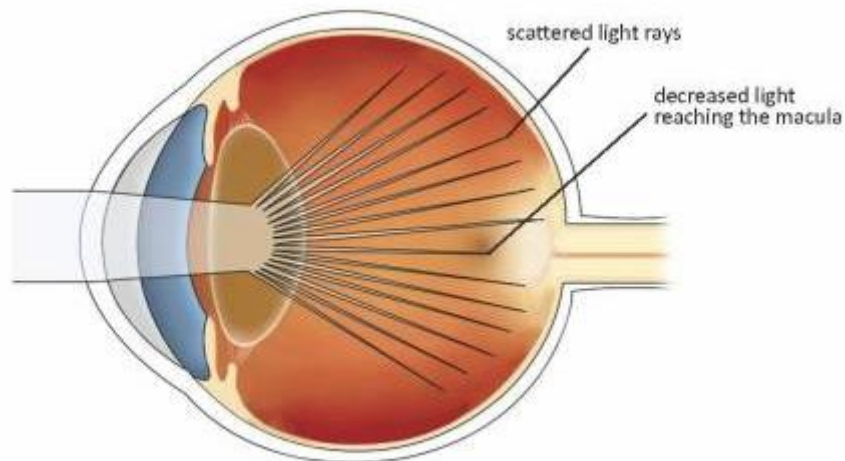


Figura 7. Dispersión intraocular.

En un ojo normal, el deslumbramiento se produce por la heterogeneidad de las distintas superficies del ojo, y sobre todo por los cambios locales del índice de refracción.

La luz atraviesa los medios transparentes hasta llegar a la retina para formar la imagen. Cada uno de estos elementos que atraviesa (córnea, humor acuoso, cristalino, vítreo) pueden aportar dispersión a la imagen; pero también el iris y la esclera pueden influir. La pupila no tiene un efecto muy negativo sobre la dispersión, porque a mayor diámetro pupilar mayor luz dispersa entra en el ojo, pero también mayor cantidad de luz no dispersa.

Entre las patologías que pueden inducir dispersión son³²: ojo seco, leucomas y distrofias corneales, lentes de contacto, cirugía refractiva corneal, cataratas, lentes intraoculares, opacidad de cápsula posterior, iridotomías, escleromalacia...

El concepto de halo se puede definir como un círculo borroso que se percibe alrededor de una fuente de luz puntual.

La percepción de halos tiene una gran relación con el diámetro pupilar, así a mayor diámetro pupilar mayor percepción de halos, por ello suelen percibirse en condiciones de baja iluminación donde el diámetro pupilar es grande³¹.

Los halos se pueden originar por aberraciones de alto orden, como en la cirugía refractiva corneal³³, o por dispersión intraocular. En el caso de una lente intraocular multifocal el halo se origina cuando sobre una imagen enfocada se superpone otra desenfocada. En este caso el diámetro del halo depende del diámetro pupilar, la potencia de la lente y su adición³⁴.

Los destellos (*starbust*) son la forma más leve de alteraciones en la visión nocturna y es raro que produzcan quejas visuales que afecten a su vida diaria.

Para la medida del deslumbramiento existen diferentes test basados en diferentes estrategias, pero ninguno se puede considerar de referencia:

- Cuestionarios o encuestas de satisfacción sobre actividades de la vida diaria. Los hay muy detallados pero el principal problema es la subjetividad.

- Test que miden la agudeza visual o función de sensibilidad al contraste bajo ciertas condiciones lumínicas que varían su intensidad³⁵ con y sin deslumbramiento. Estos test no miden directamente el halo o el deslumbramiento y como se explicó anteriormente no hay gran relación entre agudeza visual, función de sensibilidad al contraste y deslumbramiento.
- Test que miden el tamaño del halo. El más destacado es el Halo Test, que emplea el software Halo v1.0® (Laboratorio de Ciencias Visuales de la Universidad de Granada, Granada, España). Con este test se detectan estímulos luminosos periféricos alrededor de un estímulo luminoso central de gran intensidad, para ello el paciente pulsa un botón cada vez que percibe el estímulo periférico. Si hay halo el paciente no percibe el estímulo periférico. Con esta prueba se pueden variar los parámetros espaciales y temporales asignando valores numéricos, por lo que se puede cuantificar el halo mediante diferentes índices.

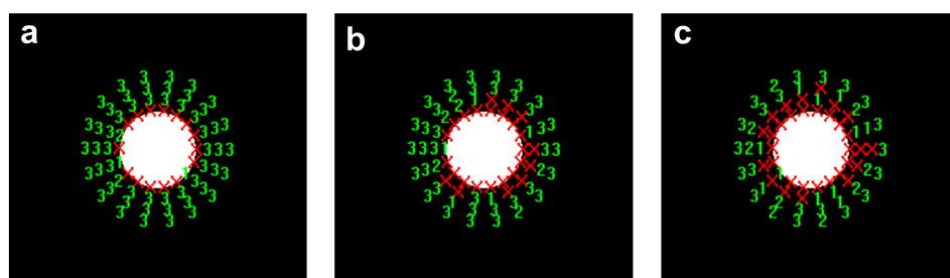


Figura 8. Imágenes obtenidas mediante el software Halo v1.0® (La imagen a corresponde a una persona joven, la b a una de mediana edad y la c a una de mayor edad sin catarata)³⁶.

- Test que miden la dispersión de forma directa. A través del análisis de la *point spread function* (PSF) como el OQAS test, Optical Quality Analysis System® (Visiometrics S. L., Tarrasa, España), que es un test objetivo.
- Test que miden la dispersión de forma indirecta. Como el C-Quant Straylight Meter (Oculus GmbH, Wetzlar, Alemania), que mide la intensidad de la *stray light*³². Está muy bien diseñado pero es subjetivo.

3.3 ENCUESTA NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE-42 (NEI RQL-42)

La función visual representa el impacto de la visión sobre la calidad de vida. Engloba tanto la “cantidad de visión” como la “calidad de visión”.

El estudio de la calidad de la función visual se puede realizar mediante métodos objetivos y subjetivos mediante cuestionarios de calidad de vida.

Entre estos cuestionarios se encuentra el National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument-42 (NEI RQL-42), que es un cuestionario que evalúa como afecta el estado visual del paciente a sus actividades de la vida diaria.

Hay estudios^{37,38} que han encontrado que este cuestionario tiene una alta correlación con la satisfacción del paciente después de la cirugía de catarata.

El cuestionario está formado por 42 preguntas. De ellas las 35 primeras preguntas son sencillas y tratan cuestiones sobre la visión del paciente, como influye ésta en sus

actividades diarias y su corrección óptica. A partir de la pregunta 36 hacen referencia a posibles problemas oculares y el grado de los mismos.

El formato de la encuesta es sencillo y fácil de entender, al igual que la guía de resultados.

3.4 PUPILA

La pupila se adapta a las condiciones de luminosidad dosificando la cantidad de energía lumínica que alcanza la retina. Pero, en la actividad pupilar además de la luz también influye el tono acomodativo y otros factores como el estado de alerta. Por lo tanto, el tamaño y los movimientos de la pupila están determinados por factores químicos, físicos y psíquicos.

El diámetro pupilar disminuye con la edad (no hay diferencias en cuanto a pigmentación de iris ni género). Entre los 20 y 39 años de edad se encuentran las pupilas escotópicas máximas, con un diámetro superior a 7 mm.

La pupila adquiere especial importancia en el implante de lentes intraoculares lo que hace necesario su estudio en diferentes condiciones de luminosidad (fotópica, mesópica y escotópica).

Los aparatos que evalúan el diámetro pupilar se pueden clasificar en cuatro grupos:

- Métodos de pupilometría simple por comparación. Se mide el diámetro pupilar comparándolo con unos semicírculos o círculos de tamaño conocido. Es un método muy simple pero se pueden producir muchos errores. La más destacada es la tarjeta de Rosenbaum.



Figura 9. Tarjeta de Rosenbaum.

- Métodos basados en videoqueratografía. Son aparatos diseñados para otras exploraciones, como topógrafos, interferómetros, campímetros y refractómetros, que disponen de una cámara con la que se puede medir el diámetro pupilar. El problema de estos métodos es que infravaloran el diámetro pupilar en condiciones escotópicas por la contracción pupilar producida por la mínima luz de los dispositivos.
- Métodos basados en sistemas de infrarrojos con retículo acoplado. Con la luz infrarroja se soluciona el problema de la contracción pupilar por la luz. Y también puede medirse en condiciones de pérdida de transparencia de la córnea. El más popular y extendido es el pupilómetro de Colvard (Oasis Medical, San Dimas, CA,

Estados Unidos), que es muy sencillo, fácil de manejar y tiene una precisión de ± 0.5 mm. Los inconvenientes son que el tamaño de la imagen es pequeño y que los resultados no pueden registrarse.



Figura 10. Pupilómetro de Colvard.

- Métodos basados en vídeo con iluminación infrarroja y sistemas de detección pupilar objetiva. Están incorporados en otros aparatos que combinan la topografía y la aberrometría. Se basan en un sistema de infrarrojos que realizan una pupilometría estática y dinámica en diferentes condiciones de iluminación. Son métodos objetivos y con representación gráfica.

La pupila tiene un papel importante en la prevención de aparición de fenómenos disfotópsicos como los halos y destellos.

Como hemos manifestado previamente, el estudio de la pupila tiene especial importancia a la hora de implantar lentes intraoculares, sobre todo con lentes fáquicas (se indican en

edad joven y la pupila es de mayor tamaño), multifocales, acomodativas y asféricas (en muchos modelos la asfericidad se incorpora a la periferia de la lente por lo que su funcionalidad se ve reducida con pupilas estrechas).

A pesar de que existen lentes multifocales cuyo rendimiento no está directamente ligado con el diámetro pupilar (pupilo-independientes), no existe la independencia total de la pupila. Los diámetros extremos limitan el funcionamiento de todas las lentes multifocales.

3.5 ABERROMETRÍA

3.5.1 HISTORIA

A principios del siglo XVII el primero en estudiar las aberraciones ópticas del ojo fue Christoph Scheiner, que midió la capacidad de enfoque del ojo mediante un disco opaco con dos orificios, diferenciando entre ametropía y astigmatismo o aberraciones.

A finales del siglo XVIII Thomas Young ideó un optómetro para medir la refracción basado en el disco de Scheiner.

En 1861 M.S. Smirnov lo modificó siendo el primero en medir aberraciones oculares.

Marius Tscherning ideó un instrumento al que llamó aberroscopio, para la determinación subjetiva de las aberraciones ópticas del ojo³⁹.

En 1900 Johannes F. Hartmann empleó un disco con numerosos orificios pequeños circulares para medir las aberraciones de espejos y lentes.

En 1960 H. C. Howland modificó el aberroscopio de Tscherning, aumentando la definición de las imágenes visualizadas, permitiendo mediciones y realizando el primer trabajo en el

que se aplicaron los polinomios de Zernike para describir las aberraciones del ojo, que fundamentalmente fueron “cilíndricas”⁴⁰.

En 1971 R. V. Shack y B. C. Platt en un intento de mejorar la definición cambiaron las perforaciones de la pantalla de Hartmann por lentes. El dispositivo que crearon se llamó sensor de frente de onda de Hartmann-Shack y se utilizó en la medición de aberraciones en telescopios astronómicos. La primera adaptación para evaluar las aberraciones oculares fue en 1994 por el grupo de Josef Bille y J. Liang en Heidelberg⁴¹.

3.5.2 INTRODUCCIÓN

Con el aumento del interés por la cirugía refractiva se observó que la corrección de las ametropías no garantizaba un resultado satisfactorio.

Las aberraciones corneales medidas por los analizadores de frente de onda o aberrómetros son causa de mala calidad visual tras la cirugía. Esta fue la causa de empezar a estudiar las aberraciones tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio con el fin de diseñar estrategias para corregirlas o por lo menos no aumentarlas, mediante tratamientos guiados por el frente de onda individual o manipulando la asfericidad corneal. Este último concepto se trasladó al campo del cristalino, siendo la asfericidad un rasgo casi constante en las lentes intraoculares actuales.

Un sistema óptico perfecto es aquel en el que todos los rayos procedentes de un punto de luz convergen en un único punto. Pero en la realidad es raro que se produzca esta condición, lo normal es tener una mancha de luz más o menos homogénea cuya forma e intensidad dependerán de las imperfecciones ópticas, que se conocen como aberraciones. Las aberraciones ópticas son anomalías refractivas que degradan la calidad de la imagen.

Además de las aberraciones, la calidad de un sistema óptico también está condicionado por la difracción y la luz dispersa (dispersión).

3.5.3 CLASIFICACIÓN DE ABERRACIONES

3.5.3.1 Aberraciones monocromáticas

Se producen de forma independiente de la longitud de onda. Son las encargadas de deformar y desenfocar la imagen.

Se dividen en cinco tipos principales, denominadas aberraciones de Seidel:

- Aberración esférica. Una lente esférica desvía los rayos en mayor medida cuando más lejos pasen de su eje. Si los rayos pasan a través de una lente convexa quedan enfocados por delante del foco (aberración esférica positiva) o por detrás si es una lente cóncava (aberración esférica negativa). La aberración esférica reduce el contraste y degrada detalles de la imagen.
- Coma o aberración comática. Cuando por una lente pasa la luz de una fuente puntual que está fuera de su eje, genera una serie de círculos comáticos que forman una mancha en “cola de cometa”. Según si apunta hacia el eje óptico o en el sentido contrario se considera coma negativo o positivo respectivamente. La aberración comática es la más sensible al descentramiento.
- Astigmatismo por incidencia oblicua. Tiene lugar cuando la fuente de luz esférica, lo que hace que el cono de rayos incidentes sea asimétrico y por tanto las distancias

focales son diferentes para los rayos que pasan respectivamente por los planos meridional y sagital (ortogonales), creando tras la lente un haz conoideo. La imagen de un punto es una elipse, pero entre ambos planos hay un plano donde la elipse se transforma en círculo (círculo de mínima confusión).

- Curvatura de campo de Petzval. Cada punto de una superficie esférica se enfoca, a través de una lente esférica, en una superficie esférica. Si se aplana la superficie su imagen se enfocará en una superficie parabólica, más curva (hacia adentro) si la lente es positiva y menos curva (hacia afuera) si la lente es negativa.
- Distorsión. La aberración elimina la relación de similitud entre objeto e imagen. Se debe a magnificación no constante: si esta aumenta con la distancia al eje óptico, un cuadrado cogerá forma de cojín o corsé (distorsión positiva) y si disminuye con la distancia al eje óptico tendrá forma de barril (distorsión negativa).

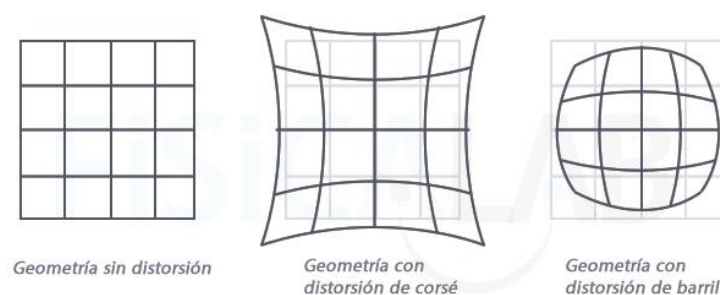


Figura 11. Aberración monocromática distorsión.

3.5.3.2 Aberraciones cromáticas

Se producen de forma dependiente de la longitud de onda. Los rayos de luz azul (longitud de onda corta) se enfocan más cerca de la superficie que los rayos rojos (longitud de onda larga). Se debe a la dispersión producida por los tejidos oculares y no a la forma ocular.

- Aberración cromática longitudinal o aberración cromática de posición o axial. Está producida por la incapacidad de los medios oculares de enfocar todos los colores hacia un mismo foco. Se traduce en falta de nitidez al mirar los colores.
- Aberración cromática transversa o aberración cromática de aumento o lateral. El aumento transversal es una función de la distancia objeto-eje, la magnitud de este efecto está condicionado por el grado de centrado entre el eje visual y el centro pupilar, produciendo una gran alteración en el contraste de las imágenes. Se traduce en la visión de bordes coloreados alrededor de un objeto. A diferencia de otras aberraciones, la imagen de un punto sigue siendo un punto⁴².

3.5.4 FRENTE DE ONDA

Aunque el frente de onda es un concepto teórico, sirve para resumir las características y la calidad de un sistema óptico (sin tener en cuenta la difracción ni la luz dispersa) en una única superficie geométrica.

Los aberrómetros miden la forma de esa superficie en relación a un plano, formando mapas de aberraciones.

El frente de onda de un ojo con ametropía esférica se puede describir con una función matemática simple, pero en el mundo real los ojos tienen aberraciones que originan superficies complejas. Una forma de simplificarlas es descomponerlas o expandirlas en una serie de formas fundamentales que se llaman modos o funciones de base. Por esta expansión, un frente de onda aberrado es la suma de una serie de términos o polinomios.

3.5.5 POLINOMIOS DE ZERNIKE

Existen diferentes expansiones para descomponer una función que representa una superficie, como son la de Taylor, la de Fourier o la de Zernike.

La expansión de Zernike tiene como ventajas frente a las otras expansiones que es ortogonal y tener simetría rotacional, siendo preferible para pupilas circulares y fundamentalmente porque sus modos individuales se pueden relacionar con aberraciones ópticas concretas.

Cada polinomio de Zernike incluye tres componentes: radial, azimutal y un factor de normalización. Los polinomios representan formas que se llaman coeficientes y se identifican por dos índices, n y m (Z_n^m). También existe una nomenclatura con un único índice (Z_j), pero se prefiere utilizar la de doble índice para una caracterización menos ambigua. Los índices bajos representan formas sencillas, mientras que los índices altos representan formas más complejas.

El subíndice n es el orden o componente radial de mayor potencia. Para cada orden radial n hay $n+1$ términos.

El superíndice m que es la frecuencia meridional o azimutal del componente sinusoidal y se refiere a la localización de la aberración, cuanto mayor sea más periférica es la aberración. Cuando $m=0$ representa una forma concéntrica como la aberración esférica, $m=1$ indica una forma bilateral como el coma, $m=2$ representa una forma ortogonal como los astigmatismos, $m=3$ tiene forma de trébol y se llama trefoil, $m=4$ tetrafoil y así sucesivamente.

El frente de ondas es la combinación lineal de los infinitos coeficientes de Zernike. En la práctica solo se analizan los coeficientes hasta el séptimo orden y se distribuyen en forma de pirámide.

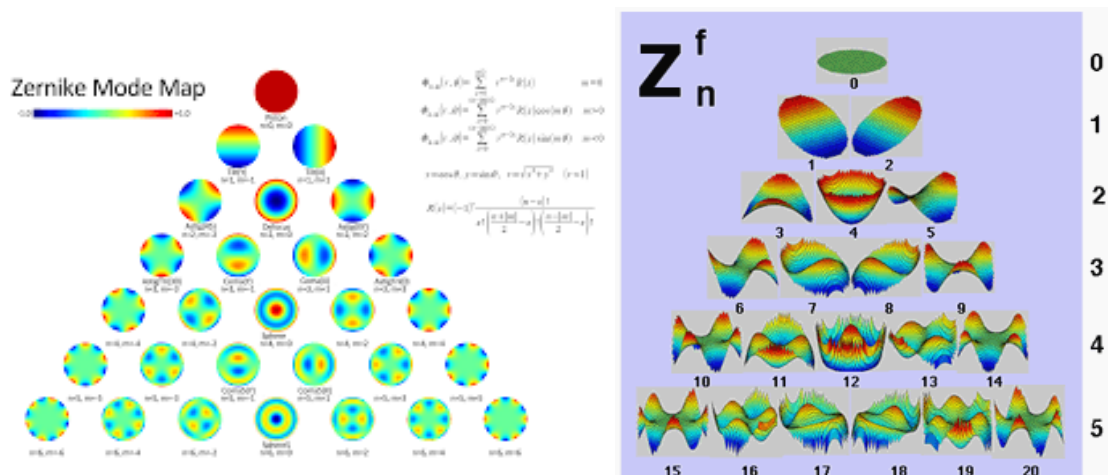


Figura 12. Polinomios de Zernike. A derecha representación bidimensional y a la izquierda representación tridimensional.

Los polinomios de Zernike permiten representar las aberraciones de forma sencilla, disminuyendo los problemas de interpretación de los fenómenos geométricos y difractivos de los sistemas ópticos.

Cada coeficiente de Zernike se puede representar como un mapa tridimensional en plano pupilar o con una serie de parámetros con los que se puede cuantificar las diferencias con un frente de ondas sin aberraciones.

Las ventajas de los polinomios de Zernike son⁴³:

- Son ideales para describir la óptica del ojo ya que se basan en la geometría circular (tanto la córnea como la pupila tienen geometría circular).
- Los coeficientes de los polinomios ortogonales tienen menos error que los de los polinomios no ortogonales.
- Describen mejor las formas curvas, como las del frente de onda, ya que sus derivadas son continuas.
- Representan en forma individual aberraciones ópticas particulares.

Pero también existen una serie de factores que alteran el cálculo de los polinomios de Zernike:

- El diámetro de la pupila sobre la que se hace la medida aberrométrica.
- La posición del ojo respecto al instrumento de medida.
- El número de polinomios de Zernike utilizados en la reconstrucción del frente.

Hay que tener en cuenta que debido a estos factores es posible que el mismo frente de onda aberrado pueda ser descrito por diferentes vectores de coeficientes de Zernike.

3.5.5.1 Aberraciones de bajo orden

Van desde el orden 0 al 2.

Se discute si deben considerarse verdaderas aberraciones ya que se pueden corregir con medios ópticos sencillos^{42,44}.

a) Orden 0

- Pistón (Z_0^0). No se suele tener en cuenta, ya que no cambia la forma del frente de onda y por lo tanto no hay aberración⁴⁵.

b) Primer orden

- Inclinación (tilt). Es el error prismático. Desvía el frente de onda, pero no cambia su forma, por lo que no genera una aberración y tampoco tiene impacto en la calidad de la imagen retiniana, por lo que tampoco se suele tener en cuenta. Puede cambiar con la dilatación. Se puede corregir con prismas.

Puede ser horizontal (Z_1^1) o vertical (Z_1^{-1})

c) Segundo orden

Forman el 85% de todas las aberraciones ópticas.

Son las ametropías y se corrigen mediante lentes esferocilíndricas.

- Desenfoque (Z_2^0). Representa el error refractivo de los rayos centrales respecto a los periféricos de un frente de onda. El frente de onda es esférico pero converge por delante o por detrás de la retina produciendo un emborronamiento de la imagen en todas las direcciones.

Puede ser positivo: hipermetropía o negativo: miopía

La representación tridimensional tiene forma de tazón⁴⁶.

- Astigmatismo. La imagen afectada por astigmatismo tiene un emborronamiento en todas las direcciones, siendo mayor según el eje afectado. Existen dos ejes de distinto radio de curvatura en el frente de onda.

Hay astigmatismo cartesiano (Z_2^2) y astigmatismo oblicuo (Z_2^{-2})

La representación tridimensional tiene forma de silla de montar⁴⁶.

3.5.5.2 Aberraciones de alto orden

A partir del orden 3 en adelante, pudiendo ser infinitas.

Son las aberraciones propiamente dichas.

a) Tercer orden

- Trefoil. También se llama astigmatismo triangular, ya que está formado por tres ejes.

Su representación tridimensional es una onda que se adelanta y atrasa tres veces, siendo mayor en la periferia.

Los pacientes con un trefoil alto manifiestan deslumbramientos y halos alrededor de los objetos⁴⁷.

- Coma. Se produce por el descentramiento de los elementos que forman un sistema óptico. Representa los rayos de luz incidentes que se refractan de manera diferente y se localizan fuera del eje de visión.

El frente de onda es asimétrico, con componentes horizontal y vertical.

El coma es positivo cuando la potencia de los rayos periféricos es mayor que los centrales.

Y el coma es negativo cuando la potencia de los rayos centrales es mayor que los periféricos.

La forma tridimensional son ondulaciones profundas que se alternan adelante atrás desde el centro hasta la periferia⁴⁶.

Los pacientes manifiestan el coma con diplopía monocular y visión difuminada.

Aparece en patologías asimétricas como el queratocono, en lentes intraoculares inclinadas y tratamientos refractivos descentrados⁴⁸.

Las combinaciones específicas del coma y astigmatismo pueden producir una mejora en la visión de la imagen⁴⁹.

b) Cuarto orden

- Tetrafoil o quadrafoil. Representa la simetría de cuatro puntos fijos a expensas de la periferia.

Se representación tridimensional es un frente de onda que avanza y se retrasa en cuatro ocasiones en la periferia del área analizada.

El tetrafoil está presente en córneas muy aberradas como en queratoplastias penetrantes.

- Astigmatismo de 4º grado. Es el astigmatismo secundario.

No tiene mucha influencia en la deformación de la imagen en córneas sanas.

- Aberración esférica. Es la diferencia de focalización de los rayos de luz cuando se reflejan o refractan en una superficie esférica. Es una aberración simétrica que se define como la distancia focal entre los puntos del centro y la periferia de un frente de onda.

La representación tridimensional tiene forma de “sombrero mexicano”.

Esta aberración aumenta en gran cantidad a medida que aumenta el tamaño pupilar, por lo tanto aumenta en situaciones de iluminación escotópica. Los pacientes manifiestan síntomas de visión nocturna como halos, teniendo dificultad para la conducción con escasa iluminación⁵⁰.

El LASIK puede aumentar esta aberración debido a microdescentramientos.

c) Quinto orden

En ojos sanos no degeneran mucho la imagen con pupila pequeña o gran contraste, pero si producen un gran deterioro de la calidad de la imagen con pupila dilatada.

Estas aberraciones aumentan en ojos muy aberrados.

- Pentafoil

- Trefoil de 5º grado y coma de 5º grado. Tienen importancia en pacientes con procedimientos refractivos descentrados o cualquier deformidad de la superficie corneal⁴⁷.

d) Sexto orden

- Aberración esférica de 6º grado. En ojos muy aberrados puede producir un gran deterioro de la imagen.

Hoy en día, debido a los avances tecnológicos asociados a la cirugía refractiva, las aberraciones de orden alto cobran relevancia, ya que hasta hace relativamente poco tiempo no se tenían en cuenta, debido a que no se disponía de aparatos para su medición y no había medios para su corrección, a diferencia de las aberraciones de bajo orden que se pueden corregir con gafas y lentes de contacto.

3.5.6 ABERRACIONES EN EL OJO NORMAL

Las posibles causas de aberraciones en el ojo son:

- Alteraciones en la curvatura y espesor.
- Alteraciones en el índice de refracción de cualquiera de los medios oculares (película lagrimal, córnea, humor acuoso, cristalino y vítreo), ya que cuando la luz se propaga en medios heterogéneos se producen cambios en la longitud de onda en relación con el índice refractivo del medio que atraviesa.
- Descentramiento o inclinación de los componentes refractivos (córnea y cristalino).

La principal causa de aberraciones en el ojo normal es en primer lugar la superficie anterior de la córnea y en segundo lugar el cristalino, hablando así de:

- Aberraciones corneales. Corresponden a más del 90% de las aberraciones ópticas de un ojo normal, siendo mayor en las córneas irregulares. La existencia de aberraciones corneales hace que los rayos periféricos lleguen a un punto focal en diferente fase que los rayos centrales, produciéndose un frente de onda aberrado.
- Aberraciones internas. Son las que proceden del cristalino o una lente intraocular, en pacientes pseudofáquicos, y de los medios dióptricos que atraviesan los rayos de luz⁵¹.
- Aberraciones totales. Son el conjunto de las aberraciones corneales y las internas. Estas aberraciones totales son menores que las corneales o las internas medidas por separado (al menos en pacientes jóvenes). Esto se debe al signo opuesto de las aberraciones esféricas y astigmatismos corneales y las del cristalino, de tal modo que las aberraciones internas compensan las corneales, mejorando así la calidad óptica total.

El valor de las aberraciones disminuye a medida que se asciende de orden de Zernike, de tal forma que por encima del orden 4 su repercusión es mínima y solo merecen considerarse en casos especiales.

Se estima que en ojos normales, en pupilas pequeñas y medianas hasta el orden 4 corresponden al total de las aberraciones del ojo y el 99% en pupilas de 6 mm.

Además, en cada orden, los modos periféricos de la pirámide de Zernike parecen tener menor impacto visual que los modos centrales⁵².

Las aberraciones cambian por algunos factores como la edad, el tamaño pupilar, el estado de la acomodación e incluso el de la película lagrimal⁵³.

La relación entre el tamaño pupilar y las aberraciones es directamente proporcional: a mayor tamaño pupilar, mayores aberraciones, sobre todo en aberraciones de alto orden. Las aberraciones de orden alto aportan a las aberraciones totales de un ojo sano menos de un 3% en pupilas de 3 mm y más de un 13% en pupilas de 7 mm.

Los midriáticos también afectan a las aberraciones del ojo, parece que más por su acción sobre la pupila que sobre el músculo ciliar. No solo influyendo la dilatación en sí, sino también el cambio del centro pupilar respecto al centro óptico que conlleva la dilatación.

La tropicamida no altera de forma significativa las aberraciones de alto orden en pacientes miopes, mientras que la fenilefrina lo hace en menor medida que el ciclopentolato⁵⁴. No obstante, puede ser preferible una refracción bajo cicloplejia en el preoperatorio, especialmente en hipermétropes, a intentar minimizar el cambio que inducen las gotas en las aberraciones de alto orden.

La acomodación disminuye las aberraciones de alto orden totales, ya que la aberración esférica del cristalino se hace negativa con la acomodación. Debido a esto se debe limitar la corrección total de las aberraciones de alto orden corneales, ya que un ojo sin aberraciones en el estado no acomodativo las tendría al acomodar. La pérdida de acomodación por el envejecimiento conlleva un aumento de las aberraciones de alto orden.

3.5.7 TIPOS DE ABERRÓMETROS CLÍNICOS

El análisis de las aberraciones sirve para entender algunos ojos que pese a una corrección adecuada con gafas presentan mala calidad visual.

La mayoría de los medidores del frente de onda o aberraciones oculares determinan la posición y las angulaciones de los rayos de luz según entran o salen.

El mapa aberrométrico expresa las diferencias entre el frente de ondas del sistema óptico evaluado y un frente de ondas ideal.

Los términos de analizador de frente de onda y aberrómetro se utilizan como sinónimos.

Los aberrómetros son muy fiables en córneas con aberraciones bajas, pero en ojos altamente aberrados las medidas no son tan precisas, por lo que hay que interpretar con cuidado la información que aportan.

3.5.7.1 Aberrómetros que se basan en la medición del frente de onda saliente

Si se proyecta un frente de onda plano o esférico a través de un sistema óptico sin aberraciones, el frente de salida es igualmente plano o esférico, pero en un sistema con aberraciones este frente de salida será distinto al de entrada por las diferencias en la transmisión.

Este sistema se basa en proyectar un punto de luz sobre la fovea y analizar el frente de onda saliente (de la luz reflejada).

A este grupo pertenecen la aberrometría de Hartmann-Shack, la aberrometría de Talbot-muaré y la aberrometría por difracción de Fresnel.

El sensor de Hartmann-Shack es la base para la mayoría de los aberrómetros clínicos de los que disponemos actualmente. Todos siguen, con alguna modificación, el diseño original del grupo de Heidelberg⁴¹. El primero que se comercializó fue el COAS, Complete Ophthalmic Analysis System® (Abbott Medical Optics Inc., Santa Ana, CA, EEUU), en el año 2000. En la actualidad hay gran cantidad de aparatos de este tipo, algunos asociados a determinadas plataformas de tratamiento de láser. A este grupo pertenece el analizador de frente de onda utilizado en nuestro estudio, el KR-W1® (Topcon, Tokio, Japón)

El aberrómetro de Hartmann-Shack parte del disco de Scheiner-Smirnov, aunque con muchos orificios (Hartmann) cada uno con una pequeña lente para mejorar su definición (Shack-Platt). El haz entrante debe ser muy fino y monocromático (láser) para crear un punto sin distorsión en la retina. La luz reflejada, mientras sale del ojo, aporta información sobre las aberraciones. (Se considera de paso único porque el haz entrante es cuasi-paraxial). Esta luz reflejada cuando llega a la pantalla perforada con las lentillas, se enfoca en una matriz de puntos o centroides, que a su vez son captados por un sensor CCD (dispositivo de carga acoplada). Como el frente de onda es perpendicular a la dirección en que la que se propagan los rayos de luz, su pendiente local quedará indicada por la posición de los centroides, lo que indica en qué medida los rayos se han desviado de su trayectoria ideal. Todos los rayos de un frente de onda plano, es decir, aquel sin aberraciones, son paralelos y caen perpendicularmente sobre las lentillas, originando una retícula de puntos perfectamente regular; mientras que en un frente de onda aberrado se obtiene un patrón de puntos distorsionados. Comparando la posición de cada centroide con la del frente de onda plano ideal se puede determinar la cantidad exacta de aberración en un punto, y por lo tanto, la forma del frente de onda.

Estos aberrómetros tienen como ventajas la relativa simplicidad, velocidad de captura y que tienen cierta tolerancia a un alineamiento imperfecto del ojo.

3.5.7.2 Aberrómetros que se basan en la medición del frente de onda entrante

Se basan en la medición de las aberraciones según la luz penetra en la retina. Se puede hacer proyectando sobre la retina haces de luz y posteriormente estudiando su imagen o por métodos subjetivos.

Este grupo está formado por la aberrometría por proyección de imagen retiniana (Tscherning), la aberrometría por trazado de rayos secuencial y la aberrometría por ajuste del rayo entrante (refractómetro espacialmente resuelto).

3.5.7.3 Métodos de doble paso

Se basan en la emisión de luz y su reflexión por la retina, lo que supone un doble paso a través de los medios oculares.

Incluye la aberrometría mediante esquiascopia dinámica, como el OPD Scan® (Nidek Co., Aichi, Japón) y la medición directa de un haz proyectado y reflejado sobre la retina, como el OQAS®.

También se puede realizar aberrometría a partir de la topografía corneal, ya que se pueden convertir los datos de la topografía, mediante transformaciones matemáticas, en mapas de aberraciones que utilizan la extensión de Zernike.

Con los topógrafos solo se analizan las aberraciones de la superficie corneal anterior, mientras que con los tomógrafos se analizan las aberraciones de las superficies corneales anterior y posterior (las aberraciones de la cara posterior son de menor magnitud en general).

El interés de que los topógrafos puedan medir las aberraciones radica en que la mayoría de las aberraciones del ojo son corneales y con frecuencia se actúa específicamente sobre la córnea, siendo útil conocer las aberraciones corneales independientemente de las totales.

Las aberraciones corneales son fácilmente medibles, estables (no dependen de la acomodación) y su medición no está influenciada por el tamaño pupilar.

Pero, aunque esta aberrometría tiene gran resolución, no tiene en cuenta las aberraciones internas e incluye las aberraciones corneales periféricas, con un impacto visual que puede ser poco significativo.

3.5.8 APLICACIONES DE LA ABERROMETRÍA EN LA CIRUGÍA

3.5.8.1 Aplicaciones preoperatorias

Con el envejecimiento empeora la calidad óptica del ojo, debido fundamentalmente a cambios en el cristalino, produciendo un aumento de la dispersión de la luz y de las aberraciones (sobre todo de la aberración esférica).

En un ojo normal la córnea aporta una aberración esférica positiva de $+0.28 \mu\text{m}$ para una pupila de 6 mm^{48} . En personas jóvenes esta aberración está compensada por la aberración esférica negativa del cristalino, que es de $-0.27 \mu\text{m}$. Con el envejecimiento, la aberración esférica negativa del cristalino disminuye hasta neutralizarse a los 40 años y positivándose a partir de los 60 años ($+0.13 \mu\text{m}$).

La presencia de aberraciones ópticas elevadas en un sistema con aberraciones corneales dentro de lo normal indicaría cambios en la refracción del cristalino, lo que hace pensar en

la aparición de una catarata, aunque la transparencia del cristalino no esté significativamente alterada.

a) Selección de la lente intraocular según la aberración esférica de la córnea.

Hasta hace un tiempo, las lentes intraoculares implantadas en la cirugía de catarata tenían una aberración esférica positiva, que sumada a la de la córnea fisiológica producía una aberración esférica positiva total muy elevada, afectando a la calidad de la imagen. Un caso especial son aquellos pacientes intervenidos de LASIK que pueden tener una aberración esférica corneal elevada (positiva en LASIK miópico y negativa en LASIK hipermetrópico).

Las lentes asféricas se diseñaron para mejorar la visión funcional. La primera lente asférica fue comercializada por Pharmacia en el año 2002, con una aberración esférica negativa de $-0.27 \mu\text{m}$, con la idea de compensar toda la aberración esférica positiva corneal. Desde entonces se han desarrollado gran variedad de lentes asféricas.

Actualmente disponemos de lentes asféricas con distinta aberración esférica:

- Lentes que tienen como objetivo una compensación completa de las aberraciones corneales. Un ejemplo es la Tecnis® (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU), que tiene una aberración esférica de $-0.27 \mu\text{m}$ ⁴⁸.
- Lentes que tienen como objetivo una compensación parcial de las aberraciones corneales. Así es la AcrySof® IQ SN60WF (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU), con una aberración esférica de $-0.15 \mu\text{m}$, con la finalidad de dejar una leve aberración esférica total positiva⁵⁵.

- Lentes que no aportan aberración esférica. De este tipo es la Akreos® (Bausch & Lomb, Rochester, NY, EEUU), que tiene una aberración esférica de 0.0 μm que pone de manifiesto la aberración corneal positiva.

Dependiendo de la aberración esférica corneal del paciente se puede elegir el modelo de lente asférica que mejor se ajuste para obtener una adecuada calidad óptica. Para seleccionar la lente adecuada hay que analizar las aberraciones corneales para un diámetro de 6 mm. En función de la aberración esférica corneal se selecciona la lente que se ajuste mejor para anular la aberración esférica o dejarla ligeramente positiva (valores entre 0 y 0.1 μm para un diámetro de 6 mm)⁵⁶.

b) Valoración de las lentes *premium* (tóricas y multifocales)

Para obtener buenos resultados es necesario que haya una calidad de la lágrima buena, que las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) sean mínimas (para los que es necesario una buena medida biométrica) y que las aberraciones corneales de alto orden estén en valores fisiológicos, ya que valores altos contribuyen a una disminución de la sensibilidad al contraste y se compromete la calidad visual.

Maeda ha propuesto que las aberraciones de alto orden deben tener valores inferiores a 0.3 μm en una zona de 4 mm para el implante de lentes multifocales. Podrían tener valores entre 0.3 y 0.5 μm en casos seleccionados, mientras que valores por encima de 0.5 μm debería estar contraindicado el implante de lentes multifocales⁵⁷.

c) Utilidades en cirugía refractiva láser

El tratamiento con láser en su inicio demostró ser muy efectivo en la corrección de los defectos refractivos, pero había casos, fundamentalmente miopía alta y pupilas grandes, con visiones muy buenas que se quejaban de mala visión nocturna. Con el estudio de las aberraciones se determinó que estos primeros láseres corregían las aberraciones de bajo orden (miopía, hipermetropía y astigmatismo) pero aumentaban las aberraciones de alto orden (especialmente la aberración esférica), siendo el efecto directamente proporcional al diámetro pupilar.

Los primeros tratamientos que se hicieron para evitar la inducción de aberraciones fueron los basados en la aberrometría total (perfiles *wavefront*). Actualmente, el perfil de ablación más utilizado es el optimizado o asférico, pero en los casos en los que las aberraciones de alto orden son mayores de $0.3\ \mu\text{m}$ (para una pupila de 6 mm) los tratamientos que se basan en frente de ondas son mejores.

d) Aplicaciones en el queratocono

El coma es la aberración de alto orden que predomina en el queratocono.

Por lo general, se recomienda la implantación de los segmentos haciendo la incisión en el meridiano corneal más curvo para disminuir el astigmatismo corneal, pero Cadarso y Calossi han determinado que si la incisión se hace en el eje del coma se produce una disminución importante de la aberración comática⁵⁸.

3.5.8.2 Aplicaciones intraoperatorias

El objetivo es disminuir el error refractivo residual mediante la refracción en afaquia y así determinar si la lente elegida en el preoperatorio es la adecuada.

Esto tiene especial interés en los pacientes intervenidos de cirugía refractiva con láser, mejorando la precisión refractiva postoperatoria⁵⁹.

También es útil en cataratas muy densas y subcapsulares posteriores en las que la medida de la longitud axial puede ser difícil.

En el caso de implantación de lentes tóricas entre las ventajas destacan que la aberrometría intraoperatoria tiene en cuenta el astigmatismo total, incluyéndose el de la cara posterior y el inducido por las incisiones y que no está influenciado por la ciclotorsión ni por la inclinación de la cabeza del paciente. Con todo esto se mejoran los resultados refractivos.

3.5.8.3 Aplicaciones postoperatorias

Se pueden determinar las aberraciones inducidas en cirugía refractiva y hacer tratamientos personalizados para intentar corregir las molestias visuales.

4. LENTES INTRAOCULARES

4.1 EVOLUCIÓN DE LA CIRUGÍA DE CATARATA

La función principal del ojo es proporcionar visión transmitiendo luz a través de la córnea y mediante el cristalino enfocar la imagen en la retina.

La calidad de la imagen depende de varios factores como el tamaño y forma del ojo y la transparencia de la córnea y del cristalino.

Cuando se produce una pérdida de transparencia del cristalino, la cantidad de luz que se transmite a la retina disminuye y la visión empeora.

El cristalino es una estructura biconvexa, avascular y transparente. Durante la vida de una persona se van añadiendo continuamente nuevas fibras subcapsulares al cristalino, lo que hace que las capas más antiguas se van comprimiendo progresivamente hacia el centro del cristalino, aumentando así su dureza y produciendo una pérdida de transparencia, originando una catarata.

Aunque la cirugía de catarata no se perfeccionó hasta el siglo XIX, lo cierto es que tiene unos 4000 años de historia con cuatro etapas fundamentales:

- Reclinación o Couching.

Descrita por primera vez en el siglo VI a.C. en el libro “Uttara Tantra” de Sushruta, un cirujano indio considerado el fundador de la medicina hindú.

En el mundo romano la primera referencia se encuentra con Celso en el año 25 d.C., que escribe “con el punzón debe llevarse la aguja a la catarata, y girándola, lentamente, desplazar la catarata hasta la parte inferior de la pupila”.

El fundamento de esta cirugía está en que consideraba el cristalino el órgano central de la visión, y como tal no podía extraerse. En esta intervención, el cirujano a través de una esclerotomía desinsertaba las fibras de la zónula con una aguja de couching hasta que el cristalino quedaba reclinado. Esta técnica se usó hasta el siglo XVIII, pero incluso hoy en día sigue siendo utilizada por cirujanos de oriente.

- Cirugía extracapsular.

Los avances en la anatomía del ojo y el conocimiento del papel del cristalino y la retina en la visión gracias al microscopio fueron fundamentales para que en 1747 Jacques Daviel realizara la siguiente técnica: “incidió el limbo en su parte inferior en 180° con un queratomo y tijeras, hizo una capsulotomía anterior y extrajo la catarata presionando sobre el globo ocular”.

Tras su éxito, surgieron distintas modalidades de esta técnica: Pamard de Avignon incidió el limbo superior, Himly aplicó la midriasis farmacológica y Mooren de Düsseldorf añadió una iridectomía para evitar el bloqueo pupilar.

- Cirugía intracapsular.

El método anterior no funcionaba bien para la extracción de cataratas no maduras y conllevaba complicaciones como la pérdida vítrea, por lo que varios autores como Samuel Sharp o Henry Smith desarrollaron a inicios del siglo XIX una técnica que se extraía el cristalino “in toto”. Para la extracción se empleaban diferentes instrumentos como fórceps, aspiradores, crioextractores, zonulólisis, etc.

La cirugía intracapsular se mantuvo en auge hasta casi finales del siglo XX, aunque hoy en día se sigue empleando en regiones de extrema pobreza como el sudeste de África.

En España, hay que destacar el papel realizado por Barraquer, que en 1917 realizó este tipo de cirugía usando como instrumento el cuchillo de Grez.

- Lentes intraoculares.

Aunque la idea de reemplazar el cristalino por una lente es antigua, no se llevó a la práctica hasta la segunda mitad del siglo XX.

Para poder implantar la lente fue necesario volver a la cirugía extracapsular además de adquirir ciertas innovaciones como el viscoelástico.

En 1949 Harold Ridley coloca con “éxito” una lente intraocular en cámara posterior tras el procedimiento de Daviel.

En 1967, Charles Kelman introdujeron la técnica de facoemulsificación, con un aparato que producía la fragmentación ultrasónica del núcleo del cristalino mediante una incisión más pequeña. Esto permitió una cirugía más segura y con una recuperación más rápida. Hoy en día, la facoemulsificación es la mejor opción para el tratamiento de la mayoría de las cataratas.

4.2 CLASIFICACIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES

La cirugía del cristalino ha ido evolucionando desde su indicación por pérdida visual hasta las indicaciones actuales más refractivas, que son posibles debido a los diferentes diseños de lentes intraoculares de los que disponemos.

Hoy en día, no solo se busca una buena agudeza visual final, sino que se pretenden conseguir estándares de perfección visual más allá de la emetropía, el objetivo es conseguir una buena calidad visual y una función visual (impacto de la visión sobre la calidad de vida) óptima en cualquier situación⁶⁰.

Con las nuevas lentes intraoculares se intenta mejorar tanto refractivamente como en calidad visual para acabar con los fenómenos disfotópsicos como la mala visión nocturna, la visión de nebulosa o el deslumbramiento⁶¹.

En la actualidad, la mayoría de las lentes intraoculares tienen la misma estructura: una lente redonda central llamada óptica, para corregir la visión, y unos brazos llamados hápticos, para mantener la lente en posición dentro del ojo. El número de hápticos puede variar.

Al implantar una lente multifocal se aconseja implantar un anillo de tensión capsular para evitar la contracción capsular y facilitar un posible recambio.

Las lentes intraoculares se pueden clasificar en⁶²⁻⁶⁵:

4.2.1 LENTES INTRAOCULARES REFRACTIVAS

La refracción es el cambio de dirección que sufre un haz de luz cuando pasa de un medio a otro de diferente índice de refracción y densidad.

Este tipo de lentes utilizan el principio de la refracción para localizar la luz en un punto determinado.

Pueden ser monofocales y multifocales.

4.2.1.1 Lentes refractivas monofocales

Aportan una visión nítida en una sola distancia, un solo foco, por lo que cualquier objeto fuera de ese punto de enfoque se verá borroso. Se necesitan gafas para ver bien a cualquier distancia fuera de ese foco.

Con este tipo de lentes se puede evitar la utilización de gafas con la monovisión, que sería implantar una lente enfocada para cerca en un ojo y una lente enfocada para lejos en el otro ojo.

Son lentes refractivas monofocales la AcrySof® IQ SN60WF, la Akreos® o la CT Asphina® 409M (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania).

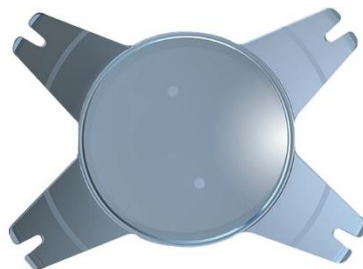


Figura 13. LIO refractiva monofocal Akreos® MI60.

4.2.1.2 Lentes refractivas multifocales

Estas lentes obtienen su capacidad de visión en distintos focos utilizando un método refractivo multizonal a través de una óptica con anillos concéntricos alternantes con poder dióptrico distinto. Por lo general, este tipo de lentes consiguen muy buena visión lejana y una buena visión intermedia, aunque no son tan adecuadas en visión próxima. Como dependen del diámetro pupilar se recomienda un diámetro pupilar de entre 3 y 5 mm.

Son lentes refractivas multifocales la Lentis® Comfort LS-313 MF15 (Oculentis, Berlín, Alemania) y la M-flex® 630F (Rayner, West Sussex, Reino Unido).



Figura 14. LIO refractiva multifocal Lentis® Comfort LS-313 MF15.

4.2.2 LENTES INTRAOCULARES PSEUDOACOMODATIVAS

Utilizan el principio de la refracción para la obtención de un único punto focal en la retina y tratan de conseguir la acomodación mediante el movimiento de la lente por la flexibilidad de sus hápticos y el teórico funcionamiento de los músculos ciliares.

4.2.3 LENTES INTRAOCULARES DIFRACTIVAS

La difracción es la división que sufre un haz de luz al pasar por un orificio pequeño, el efecto que se produce es la formación de ondas que pueden acoplarse o eliminarse.

Las lentes difractivas utilizan escalones en la óptica para dividir el haz de luz que incide en ellas y así producir ondas que cuando están en la misma fase proporcionan un punto focal.

Este tipo de lentes tienen una superficie que se eleva en anillos concéntricos desde el borde hasta el centro. La anchura de los anillos determina la adición de la lente para cerca, de tal forma que cuanto más estrechos son los anillos mayor adición en cerca. La altura de los escalones y las formas de sus bordes que separan los anillos concéntricos determinan el reparto de energía a los diferentes focos, de tal manera que a mayor altura de los escalones mayor energía proyectada al foco de cerca.

La luz que incide en la lente experimenta un proceso de difracción repartiéndose entre los distintos focos, para lejos y para cerca.

La distribución de la luz puede ser de dos tipos:

- Fija entre los diferentes focos. El diseño de los escalones es igual en toda la zona óptica de la lente. Se reparte el mismo porcentaje de luz al foco de cerca y al de lejos (50%50%).
- Asimétrica entre los diferentes focos. Se dedica un mayor porcentaje de la luz al foco de lejos, entre un 65-70%, mientras que el foco de cerca recibe un 30-35%.

Un porcentaje de la luz incidente se pierde, no contribuye a ninguno de los dos focos, por lo que los pacientes con este tipo de lentes pueden tener una cierta disminución de la sensibilidad al contraste, fundamentalmente en condiciones de iluminación escotópicas y mesópicas.

Además de la difracción, las lentes difractivas pueden tener otras cualidades para conseguir una mayor visión. Una de ellas es la apodización, por la cual la anchura y altura de los escalones decrecen del centro a la periferia, justificando una mayor calidad visual

con el enfoque en la zona central. Otra cualidad es la pseudoacomodación debido a la cual la distribución de la luz es variable en función de la dinámica pupilar, intentando mejorar así la visión en condiciones escotópicas y mesópicas. Esta cualidad se consigue por la flexibilidad de los hápticos de la lente, que pueden moverse aprovechando el movimiento del cuerpo ciliar.

Existen dos grupos de lentes multifocales difractivas

4.2.3.1 Lentes difractivas bifocales

Tienen un foco principal de lejos y una adición para cerca. Proporcionan una buena visión en cerca sin limitar la visión lejana pero no tienen una buena visión intermedia.

Estas lentes no dependen tanto del diámetro pupilar, dado su carácter difractivo en toda la superficie de la óptica, aunque si presentan fenómenos disfotópsicos en ambas distancias.

Son este tipo de lentes la Tecnis® ZMB00 (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) o la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD3 (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU).



Figura 15. LIO difractiva bifocal AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD3.

4.2.3.2 Lentes difractivas trifocales

Las lentes difractivas trifocales, que añaden un nuevo foco intermedio al de lejos y al de cerca., proporcionando una visión intermedia útil sin degradar de forma significativa la visión lejana o próxima⁶⁶.

Son lentes difractivas trifocales la FineVision® (PhysIOL SA, Lieja, Bélgica) o la AT LISA® tri 839MP (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania).



Figura 16. LIO difractiva trifocal FineVision®.

Una evolución de las lentes difractivas son las lentes de rango de visión ampliada. Una de estas lentes que pertenece a la familia Tecnis®, es la Tecnis® Symphony (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) que se caracteriza por el diseño *echelette* y el tratamiento de la aberración cromática⁶⁷.

El diseño difractivo *echelette* aporta un patrón de difracción de la luz que alarga el foco en el ojo, dando lugar a un rango de visión extendido.

La tecnología acromática para la corrección de la aberración cromática longitudinal proporciona un aumento del contraste^{68,69}, mejorando así la sensibilidad al contraste.

Con esta lente se intenta obtener una calidad óptica similar a la de las lentes monofocales y mejorar los fenómenos disfotópsicos de las lentes difractivas.

Aporta buena visión lejana e intermedia y visión cercana útil, por lo que no es la mejor opción cuando las necesidades en la visión próxima son muy exigentes.

4.3 LENTES TECNIS®

Tanto la Tecnis® ZCB00 (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) como la Tecnis® ZMB00 pertenecen a la plataforma Tecnis® por lo que comparten diseño y materiales.

La lente Tecnis® es una lente monobloque acrílica hidrófoba, con filtro ultravioleta, con una óptica de 6 mm de diámetro y 13 mm de longitud total.

El diseño de la superficie anterior es esférico, para compensar la aberración esférica positiva de la córnea y así mejorar la visión funcional. Proporciona $-0.27 \mu\text{m}$ de aberración esférica para corregir la aberración esférica prácticamente a cero, así se intenta simular el estado aberrométrico normal en edades jóvenes.

Esta lente tiene un grosor reducido, lo que facilita su implante.

Su óptica es biconvexa. Sus hápticos están pulidos, lo que reduce la fricción y proporciona un desplegado controlado dentro del saco capsular. Los hápticos en C están desplazados anteriormente respecto a la óptica, y en conjunto se establecen tres puntos de fijación con el saco capsular. Tiene los ejes cuadrados 360 grados para limitar la migración celular, así

como un contacto ininterrumpido con la cápsula posterior, incluso en la unión háptico-óptica, lo que también contribuye a impedir la migración celular.

El rango dióptrico disponible está entre +5.00 y +34.00 dioptrías, con incrementos de 0.5 dioptrías. La constante A de la lente ultrasónica es de 118.8 y óptica de 119.3.

4.3.1 LENTE TECNIS® ZCB00

Es un lente refractiva monofocal.

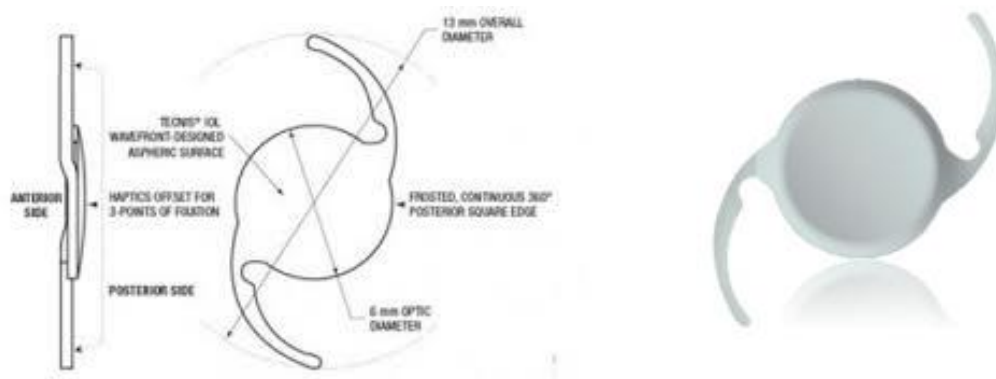


Figura 17. LIO Tecnis® ZCB00.

	LIO TECNIS® ZCB00
Diseño óptico	Monofocal, esférica
Forma de la óptica	Biconvexa, superficie anterior esférica
Material	Acrílica, hidrófoba
Filtro	Luz ultravioleta
Bordes cuadrados	Si
Diseño-estructura de la lente	Monobloque
Diseño de los hápticos	C-Loop modificado
Diámetro óptico	6.0 mm
Diámetro total	13.0 mm
Intervalo de dioptrías	Entre +5.00 y +34.00 D, incrementos de +0.50 D
Constante A	118.8 (Ultrasonidos) 119.3 (Óptica)

Tabla 1. Características de la lente Tecnis® ZCB00.

4.3.2 LENTE TECNIS® ZMB00

Es una lente difractiva bifocal.

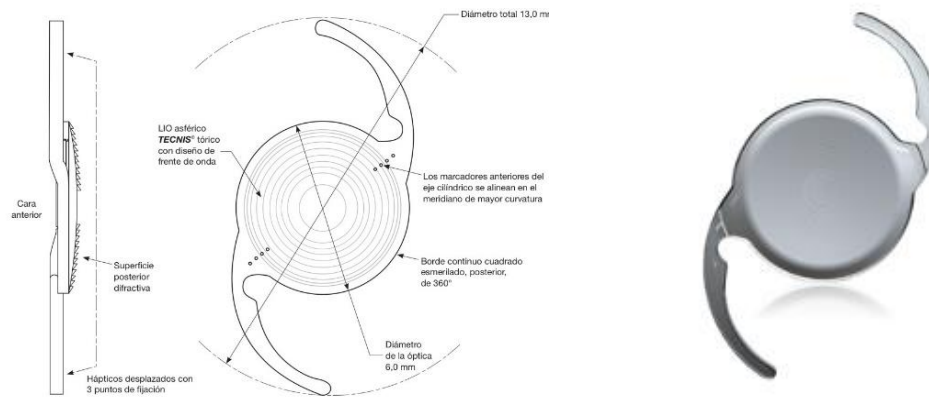


Figura 18. LIO Tecnis® ZMB00.

En su superficie posterior hay una superficie bifocal difractiva que ocupa toda la óptica, lo que proporciona una buena visión en todas las condiciones de luz. Los anillos comienzan muy próximos unos a otros en el centro y se van separando en la periferia. La distribución de la luz es equivalente en los diferentes puntos focales (50/50).

Tiene una adición de cerca de +4.00 dioptrías, que corresponde a +3.00 dioptrías en plano de gafa. Proporciona una buena visión de lejos y cercana a 33 cm⁷⁰.

	LIO TECNIS® ZMB00
Diseño óptico	Multifocal, bifocal, asférica
Forma de la óptica	Biconvexa, superficie anterior asférica, superficie posterior difractiva
Adición	+4.00 D en el plano de la LIO
Material	Acrílica, hidrófoba
Filtro	Luz ultravioleta
Bordes cuadrados	Si
Diseño-estructura de la lente	Monobloque
Diseño de los hápticos	C-Loop modificado
Diámetro óptico	6.0 mm
Diámetro total	13.0 mm
Intervalo de dioptrías	Entre +5.00 y +34.00 D, incrementos de +0.50 D
Constante A	118.8 (Ultrasonidos) 119.3 (Óptica)

Tabla 2. Características de la lente Tecnis® ZMB00.

IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

En este apartado vamos a hablar de la importancia del estudio de las lentes intraoculares, por lo que comparamos una lente monofocal y una lente multifocal. En esta comparación analizamos diferentes parámetros utilizando diferentes pruebas, siendo lo más novedoso el estudio de las aberraciones oculares.

1. IMPORTANCIA

En sus inicios la cirugía de catarata consistía en la extracción de la misma, dejando al paciente sin lente intraocular. Un gran avance en esta cirugía fue cuando en el siglo XIX comenzaron a implantarse las primeras lentes intraoculares tras la extracción del cristalino.

Hoy en día, las necesidades han aumentado y ya no es suficiente el uso de una lente con un solo foco de visión, sino que queremos lentes con las que se tenga una adecuada visión a cualquier distancia sin necesidad de corrección óptica posterior con gafa o lente de contacto.

El estudio y diseño de lentes intraoculares es un tema de actualidad en oftalmología, siendo objeto de estudio de numerosas publicaciones. Dado el interés del tema, es importante el conocimiento, no solo por parte del cirujano refractivo sino por el cirujano oftalmólogo general. Por lo tanto el estudio de las propiedades de las lentes intraoculares es fundamental actualmente.

Los buenos resultados que pretendemos alcanzar con el uso de las lentes intraoculares no deben basarse exclusivamente en la determinación de la cantidad visual mediante la medida de la agudeza visual, sino que cada vez se le da más importancia al estudio de la calidad visual, ya que aunque un paciente consiga una agudeza visual satisfactoria puede

tener una mala calidad visual lo que lleva a su discomfort e insatisfacción tras la cirugía de catarata.

El estudio de la calidad visual se puede realizar estudiando diferentes parámetros como la sensibilidad al contraste, la presencia de halos, las aberraciones oculares o también a través de medidas subjetivas acerca de la situación del paciente.

En nuestro estudio, uno de estos parámetros analizados son las aberraciones ópticas, definidas como cualquier alteración del frente de onda al atravesar un medio óptico haciendo que la propagación no sea ideal, y por lo tanto la imagen proyectada en la retina es defectuosa. La presencia o ausencia de dichas aberraciones influye de forma determinante en la elaboración de una imagen nítida en la retina que condiciona la calidad visual que finalmente consigue el paciente.

La presencia de estas aberraciones se conoce desde hace mucho el tiempo pero su medición no era posible. Hoy en día, con los avances científicos, disponemos de aparatos que son capaces de medirlas y analizarlas.

Las primeras lentes intraoculares de las que dispusimos en el mercado eran las lentes monofocales, lentes que aportan una visión buena en un único punto focal, generalmente a distancia lejana, siendo necesario el uso de corrección óptica en gafa para la visión en otras distancias. La presencia de fenómenos disfotópsicos es baja y la calidad visual en general es buena.

Las lentes bifocales se diseñaron con la idea de no solo proporcionar una buena agudeza visual en lejos, sino también en cerca sin alterar la calidad visual obtenida con respecto a lentes monofocales. Pero tras la utilización de estas lentes, comenzaron a surgir algunos inconvenientes como la presencia de fenómenos disfotópsicos, principalmente los halos, o la disminución de la sensibilidad al contraste.

En la evolución de las lentes intraoculares hemos visto como ya no era suficiente la visión en lejos y en cerca, cada vez es más necesario tener una buena agudeza visual intermedia debido principalmente al uso del ordenador, por lo que se diseñaron las lentes trifocales que cubren los tres focos: lejos, cerca e intermedia u otros tipos de lentes que aportan una baja adición o con profundidad de foco, diseñadas principalmente para la cobertura de la media distancia. El problema asociado, al igual que las lentes bifocales es la presencia de fenómenos disfotópsicos.

El comportamiento de las lentes intraoculares en las diferentes distancias lo analizamos a través de las curvas de desenfoque, siendo una herramienta básica.

2. JUSTIFICACIÓN

Debido al auge que han adquirido las lentes intraoculares y su estudio, el presente trabajo destaca por:

- Medida y comparación de la agudeza visual lejana, intermedia y cercana, no solo en condiciones de iluminación fotópica, sino también mesópica y con la presencia de deslumbramiento. Las diferentes condiciones de iluminación están presentes en la vida diaria habitual de los pacientes y deben ser valoradas de cara a estudiar el comportamiento final de las lentes intraoculares implantadas.

En la visión cerca además de medir la agudeza visual, también determinamos la velocidad lectora, que es otro parámetro importante.

- Análisis del impacto de la visión sobre las actividades de la vida diaria del paciente a través de un cuestionario de calidad de vida, realizándolo previo y posterior a la cirugía, obteniendo así una comparativa entre los resultados previos y posteriores y entre los resultados con ambos grupos de lentes.
- Determinación de las aberraciones oculares, tanto las totales, como las corneales e internas y comparación de los datos previos y posteriores a la cirugía con cada tipo de lente y entre tipos de lentes.
- Estudio y comparación de la sensibilidad al contraste mediante dos tipos de test y con diferentes condiciones de luminosidad. Obteniendo así las diferencias entre una lente monofocal y una multifocal.

- Evaluación y comparación entre ambas lentes de la presencia de halos a través de una prueba específica para ello.
- Estudio del comportamiento de las dos lentes utilizadas mediante la curva de desenfoque.

Con esta tesis doctoral se pretende hacer un estudio y comparar el comportamiento de una lente monofocal y una multifocal en diferentes condiciones de iluminación, midiendo tanto cantidad visual en términos de agudeza visual como calidad visual, dando especial importancia al estudio de las aberraciones ópticas tras la implantación de lentes intraoculares.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

1. **HIPÓTESIS**

Las cualidades visuales finales proporcionadas por una lente intraocular multifocal son diferentes a las proporcionadas por una lente intraocular monofocal principalmente en términos de aberraciones ópticas, sensibilidad al contraste y fenómenos disfotópicos. Estas variaciones condicionan el grado de satisfacción que presentan los pacientes tras la implantación de las mismas.

2. OBJETIVOS

OBJETIVOS GENERALES

- Analizar la función visual en pacientes intervenidos de cirugía de catarata bilateral con implantación de una lente intraocular monofocal y una lente intraocular multifocal.
- Evaluar el grado de satisfacción de los pacientes tras la implantación bilateral de una lente intraocular monofocal y una multifocal.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinación de la agudeza visual lejana, intermedia y cercana con y sin la mejor corrección óptica en diferentes condiciones de luminosidad tras el implante de dos tipos diferentes de lentes intraoculares.
- Determinación de las alteraciones inducidas en la agudeza visual a diferentes distancias y condiciones lumínicas al añadir deslumbramiento.
- Determinación del defecto refractivo residual en cada tipo de lente.

- Estudio subjetivo de la calidad visual mediante el uso de un cuestionario de calidad de vida y comparación entre la situación previa y posterior a la cirugía y entre los distintos grupos en función de la lente implantada.
- Estudio de las aberraciones ópticas inducidas y comparación tras el implante de una lente intraocular.
- Determinación de la variación de la sensibilidad al contraste mediante dos tipos de pruebas.
- Análisis de la velocidad lectora bajo una fuente de iluminación fotópica.
- Estudio de los fenómenos disfotópsicos sufridos por los pacientes tras el implante de una lente intraocular.
- Realización de curvas de desenfoque para estudiar el comportamiento de las lentes intraoculares de forma monocular y binocular.

MATERIALES Y MÉTODOS

1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCIÓN DE LA MUESTRA

1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Se trata de un estudio prospectivo consecutivo unicéntrico.

El protocolo del estudio se llevó a cabo siguiendo las normas éticas descritas en la Declaración de Helsinki para la investigación biomédica.

1.2 CONSENTIMIENTO INFORMADO

Todos los pacientes incluidos en el estudio fueron informados adecuadamente, de forma verbal y escrita. A todos ellos se les solicitó permiso para la inclusión en el estudio mediante un consentimiento informado en el que se explicaban las exploraciones, la cirugía y las pruebas complementarias que se iban a realizar, así como las consecuencias de los resultados que pudieran aparecer.

Además se informó de la posibilidad de abandonar el estudio en cualquier momento del mismo, sin repercusión en la atención médica que pudieran necesitar.

1.3 SELECCIÓN DE LA MUESTRA

En el estudio se incluye una muestra de 75 pacientes consecutivos diagnosticados de catarata bilateral, que fueron seleccionados de manera prospectiva en las consultas de

oftalmología del Hospital Universitario Miguel Servet de Zaragoza. Se estudiaron ambos ojos de cada paciente.

Todos los pacientes seleccionados, para formar parte del estudio, debían cumplir con unos criterios de inclusión y exclusión.

Los **criterios de inclusión** fueron:

- Edad menor de 70 años.
- Presencia de catarata bilateral quirúrgica según la clasificación Lens Opacity Classification System III (LOCS III).
- Agudeza visual mejor corregida para la visión lejana mayor de 0.6 con la escala LogMAR.
- Astigmatismo corneal menor de 1 dioptría.
- Potencia de la lente intraocular entre +17.00 y +27.00 dioptrías.
- Firma del consentimiento informado previa a la inclusión en el estudio.
- Un mínimo nivel educacional.
- Disponibilidad para realizar todas las pruebas del estudio, tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio.

Los **criterios de exclusión** fueron:

- Defectos de refracción elevados, entre -4.00 y +4.00 dioptrías esféricas.
- Pacientes con un único ojo funcional o con una ambliopía profunda.

- Cirugía intraocular y corneal previa.
- Factores de riesgo de ruptura zonular.
- Complicación intraoperatoria y postoperatoria.
- Síndromes o enfermedades sistémicas graves o incapacitantes.
- Coexistencia de otras patologías oculares como DMAE, glaucoma, distrofias corneales, leucomas, pterigium...
- Falta de colaboración para realizar las pruebas del estudio.

2. PROTOCOLARIO EXPLORATORIO

Todos los pacientes incluidos en el estudio fueron sometidos a las diferentes exploraciones y pruebas complementarias que forman parte del estudio.

2.1 EXAMEN PREOPERATORIO

En la primera consulta a todos los pacientes tras ser incluidos en el estudio se les realizó:

a) Anamnesis general

- Nombre, sexo, fecha de nacimiento (edad).
- Enfermedades sistémicas y tratamientos.
- Antecedentes familiares oftalmológicos.

b) Historia clínica oftalmológica

Traumatismos, enfermedades oculares, tratamientos oftalmológicos previos o actuales, cirugías oculares previas...

c) Exploración oftalmológica completa

- Agudeza visual con corrección óptica y sin ella, tanto en monocular como binocular, en lejos bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica alta.
- Refracción manifiesta en condiciones mesópica alta incluyendo la adición intermedia y en cerca.
- Biomicroscopía mediante lámpara de hendidura.
- Tonometría con tonómetro de aplanación de Goldmann (Haag-Streit Diagnostics, Köniz, Suiza).
- Funduscopy tras la instilación de colirio de tropicamida al 1% (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU) y fenilefrina hidrocloreto al 10% (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU).

d) Cálculo de la potencia de la lente intraocular a implantar (biometría)

Empleando el biómetro IOL Master® 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania). La potencia de la lente elegida fue la medición más cercana a las 0.00 dioptrías de defecto residual.

e) Contaje de células endoteliales

Mediante el microscopio especular SP-1P® (Topcon, Tokio, Japón).

f) Determinación de aberraciones ópticas

Utilizando el analizador de frente de onda KR-1W®.

g) Pupilometría

Mediante el analizador de frente de onda KR-1W® y mediante el pupilómetro de Colvard.

h) Cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument-42 (NEI RQL-42).

2.2 TÉCNICA QUIRÚRGICA

Todas las intervenciones quirúrgicas fueron realizadas por el mismo cirujano experimentado (JLP), utilizando la misma técnica de facoemulsificación mediante el sistema Signature® (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) con posterior implantación de la lente intraocular en el saco capsular. La elección del tipo de lente a implantar se realizó aleatoriamente previo a la cirugía. Se implantó el mismo tipo de lente en ambos ojos.

La incisión corneal fue de 2.75 mm sin suturas posteriores. La incisión se realizó en córnea clara, a 180° en el ojo derecho y a 0° en el ojo izquierdo.

Para obtener una buena midriasis, 30 minutos antes de la cirugía se instilaron los siguientes colirios: diclofenaco sódico al 0.1% (Angelini, Roma, Italia), tropicamida al 1%, ciclopentolato hidrocloreto al 1% (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU) y fenilefrina hidrocloreto al 10%.

Previo a la cirugía se instiló povidona yodada al 50% en el fondo de saco conjuntival y se pintó la región periocular con solución dérmica de povidona yodada.

La anestesia utilizada fue anestesia tópica con anestésico doble (1 mg/ml + 4 mg/ml oxibuprocaina hidrocloreto, tetracaína hidrocloreto) (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU) sobre la córnea y lidocaína al 2% (B Braun, Melsungen, Alemania) intracamerular.

En algunos casos se inyectó fenilefrina hidrocloreto al 10% intracamerular para obtener una mejor midriasis.

Tras la cirugía, se siguió un protocolo de tratamiento con antibióticos y antiinflamatorios tópicos consistente en ofloxacina al 0.3% (Allergan, Dublín, Irlanda) cada 6 horas durante una semana, diclofenaco sódico al 0.1% cada 6 horas durante 4 semanas y prednisolona

acetato 10 mg/ml (Allergan, Dublín, Irlanda) cada 6 horas la primera semana y posteriormente en pauta descendente.

Se realizaron las revisiones postquirúrgicas habituales y aproximadamente al mes de la primera cirugía se realizó la cirugía del segundo ojo siguiendo las mismas pautas.

En una cirugía se produjo una complicación intraoperatoria (desinserción zonular inferior) por lo que se excluyó del estudio.

2.3 EXAMEN POSTOPERATORIO

Tras la cirugía se realizó el siguiente control de los pacientes:

a) Al día siguiente de la cirugía:

- Examen en lámpara de hendidura.
- Tonometría con tonómetro de aplanación de Goldmann.

b) A la semana de la cirugía:

- Agudeza visual.
- Examen en lámpara de hendidura.
- Tonometría con tonómetro de aplanación de Goldmann.

c) Al mes de la cirugía:

- Agudeza visual.
- Refracción manifiesta.
- Examen en lámpara de hendidura.
- Tonometría con tonómetro de aplanación de Goldmann.
- Funduscopia tras la instilación de colirio de tropicamida al 1% y fenilefrina hidrocloruro al 10%.

d) Al mes de la cirugía del segundo ojo:

- Agudeza visual con corrección óptica y sin ella, tanto en monocular como binocular, en lejos bajo condiciones de iluminación fotópica, fotópica con *glare*, mesópica alta y mesópica alta con *glare*, en distancia intermedia bajo condiciones de iluminación fotópica y en cerca también bajo condiciones de iluminación fotópica.
- Refracción manifiesta en condiciones de iluminación mesópica alta, incluyendo la adición intermedia y cercana.
- Determinación de aberraciones ópticas mediante el analizador de frente de onda KR-1W®.

e) A los 3 meses de la cirugía del segundo ojo:

- Sensibilidad al contraste mediante el test de Pelli-Robson bajo condiciones de iluminación fotópica en monocular y binocular, tanto con la corrección en lejos como con la adición intermedia y cercana; y con CSV-1000® con la corrección lejana,

tanto en monocular como binocular bajo condiciones de iluminación fotópica, fotópica con *glare*, mesópica baja y mesópica baja con *glare*.

- Velocidad lectora con el test Radner-Vissum en binocular con la corrección óptica para la visión cercana.
- Cuestionario NEI-RQL 42.

f) A los 6 meses de la cirugía del segundo ojo:

- Halometría, mediante el Halo Test, que emplea el software Halo v1.0® en binocular con la corrección de la visión lejana y bajo condiciones de iluminación escotópica.
- Curva de desenfoque, tanto en monocular como binocular, bajo condiciones de iluminación fotópica.

3. METODOLOGÍA DE LAS PRUEBAS COMPLEMENTARIAS

3.1 MEDIDA DE LA AGUDEZA VISUAL LEJANA, INTERMEDIA Y CERCANA

Para la medida de la agudeza visual lejana se utilizó un optotipo ETDRS retroiluminado, con alto contraste y situado a una distancia de 4 m del paciente. Se utilizó la escala LogMAR para la determinación de la agudeza visual lejana con corrección óptica y sin ella, tanto de forma monocular como binocular.

La sala en la que se realizó la medida de la agudeza visual se adaptó a unas condiciones de luminosidad establecidas:

- Fotópica: 84 cd/m²
- Mesópica alta: 6 cd/m²
- Mesópica baja: 3 cd/m²
- *Glare*: 90 cd/m²

En el preoperatorio la agudeza visual lejana se estableció bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica alta y en el postoperatorio al mes de la cirugía del segundo ojo se utilizaron condiciones de iluminación fotópica, fotópica con *glare*, mesópica alta y mesópica alta con *glare*.

En el postoperatorio, al mes de la cirugía del segundo ojo se determinó la agudeza visual intermedia utilizando la carta Precision Vision Logarithmic Visual Acuity Series 2000 ETDRS a 63 cm de distancia del paciente bajo condiciones de iluminación fotópica, tanto en monocular como binocular, sin corrección óptica como con la corrección óptica para la visión lejana y con la adición para la visión intermedia.

Al no haber un sistema estandarizado para la evaluación de la visión intermedia se empleó este sistema, que ha sido considerado en diferentes estudios como una opción válida y fiable para la medición de la agudeza visual intermedia, ya que aunque está diseñada para medir agudeza visual a 40 cm, ajusta los resultados basándose en la distancia medida para determinar la agudeza visual intermedia.

En el postoperatorio, al mes de la cirugía del segundo ojo también se determinó la agudeza visual en visión próxima, para lo que se empleó la carta Precision Vision Logarithmic Visual Acuity Series 2000 ETDRS, colocándola a 40 cm de distancia del paciente. La medida se realizó bajo condiciones de iluminación fotópica sin corrección óptica y con corrección para la visión lejana y con la adición para la visión intermedia.

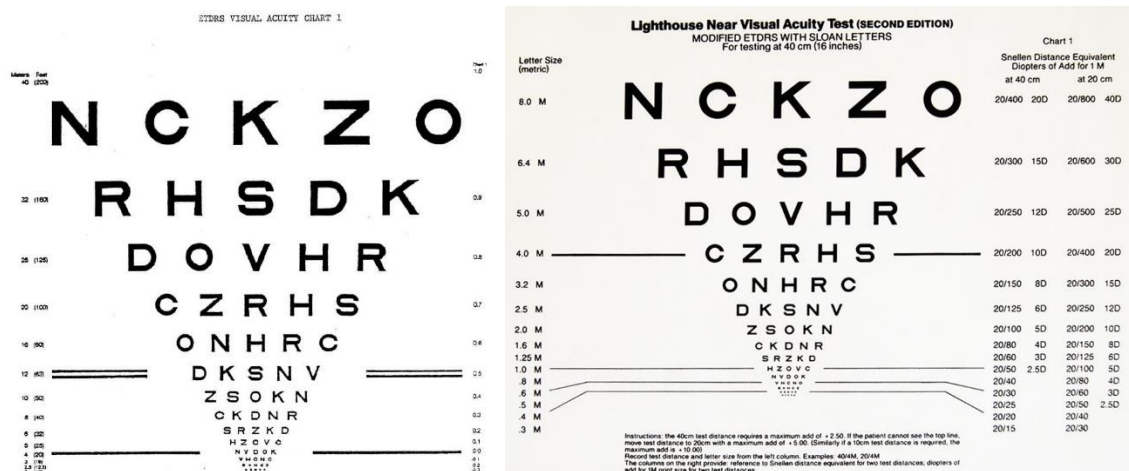


Figura 19. A la derecha optotipo ETDRS para la visión lejana. A la izquierda la carta Precision Vision Logarithmic Visual Acuity Series 2000 ETDRS para la visión cercana.

3.2 DETERMINACIÓN DE LA REFRACCIÓN MANIFIESTA

Tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio al mes de la cirugía se determinó la refracción manifiesta.

Para obtener el defecto refractivo se empleó el autorrefractómetro KR-8900® (Topcon, Tokio, Japón).



Figura 20. Autorrefractómetro KR-8900®.

La refracción manifiesta se midió bajo condiciones de iluminación mesópica alta, con el protocolo “máximo positivo máxima agudeza visual”, se fueron añadiendo lentes con una diferencia de 0.25 dioptrías esféricas en una montura de prueba hasta lograr la mejor agudeza visual posible con su mejor graduación. Para el cilindro, posteriormente se añadieron lentes con una diferencia de 0.25 dioptrías hasta lograr la mejor agudeza visual. Se determinó la refracción para visión lejana y su equivalente esférico y también la adición necesaria para la visión intermedia y la visión en cerca.

3.3 MEDIDA DE LAS ABERRACIONES ÓPTICAS

Tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio al mes de la cirugía del segundo ojo se determinaron las aberraciones ópticas mediante el analizador de frente de onda KR-1W®, que es un aberrómetro de tipo Hartmann-Shack.

Se midieron las aberraciones totales, las internas y las corneales para una zona óptica de 4 y de 6 mm. El aparato aporta un valor medido de las zonas ópticas de 4 y 6 mm, de tal forma que si el diámetro pupilar es menor de 4 mm el valor medido se muestra en la zona óptica de 4, y cuando el diámetro se encuentra entre 4 y 6 mm, el valor medido se muestra en la zona óptica de 6.

El analizador de frente de onda KR-1W® toma medidas simultáneas de aberración de frente de onda, topografía y pupilometría.



Figura 21. Analizador de frente de onda KR-1W®.

3.4 PUPILOMETRÍA

El estudio pupilar realizado en el preoperatorio se hizo mediante dos aparatos distintos.

Por una parte se empleó el analizador de frente de onda KR-1W®, que realiza una pupilometría estática y dinámica y en diferentes condiciones de iluminación.

Además, también se utilizó el pupilómetro de Colvard, que realiza una pupilometría en condiciones estáticas bajo condiciones de iluminación fotópica y escotópica, obteniendo el resultado del diámetro pupilar y su descentramiento.



Figura 22. Pupilómetro de Colvard.

3.5 CUESTIONARIO DE CALIDAD DE VIDA SOBRE CALIDAD VISUAL

Como hemos expuesto anteriormente no solo es importante la “cantidad visual” sino también la “calidad visual”, que se determina mediante métodos objetivos y subjetivos, como es el cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument-42 (NEI RQL-42).

Este cuestionario se entregó a los pacientes en el preoperatorio y en el postoperatorio a los 3 meses de la cirugía del segundo ojo.

El cuestionario se compone de 42 preguntas:

- En las 35 primeras preguntas hay que escoger una opción de entre cuatro a seis opciones.

La pregunta 1 es de carácter general.

Las preguntas de la 2 a la 12 hacen referencia al efecto de la visión sobre sus actividades habituales.

Las preguntas de la 13 a la 22 tienen relación con la visión del paciente.

Las preguntas de la 23 a la 35 están relacionadas con la corrección visual.

- Las preguntas 36 a 42 hacen referencia a posibles problemas oculares, y se cualifica el grado de molestia si la respuesta es afirmativa.

A la hora de analizar los resultados se dividieron en las siguientes categorías en función de los temas que se abordaban en las preguntas:

CONCEPTO CUALITATIVO	Nº PREGUNTA ENCUESTA
Visión clara	23, 37b, 39b, 40b
Expectativas	1, 28
Visión de cerca	2, 7, 8, 11
Visión de lejos	4, 5, 6, 9, 10
Fluctuaciones diurnas	3, 20
Limitaciones en la actividad	12, 33, 34, 35
Deslumbramiento	17, 38b
Síntomas	18, 19, 24, 25, 36b, 41b, 42b
Depende corrección	13, 14, 15, 16
Preocupación visual	21, 22
Corrección subóptima	31, 32
Apariencia	27, 29, 30
Satisfacción con corrección	26

Tabla 3. Categorías del cuestionario NEI RQL-42.

Cada respuesta de las preguntas se transforma en una puntuación:

- En la pregunta 1 y 28

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 50 puntos

Respuesta 3: 0 puntos

Respuesta 4: 100 puntos

- En la pregunta 2, 9, 10 y 12

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 75 puntos

Respuesta 3: 50 puntos

Respuesta 4: 25 puntos

Respuesta 5: 0 puntos

Respuesta 6: *. Esta respuesta indica que el paciente no realiza una actividad por una causa ajena a la visión. La respuesta se marca con un * y se considera un dato perdido.

- En la pregunta 3

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 100 puntos

Respuesta 3: 200/3 puntos

Respuesta 4: 100/3 puntos

Respuesta 5: 0 puntos

- En la pregunta 4, 5, 6, 11 y 23

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 200/3 puntos

Respuesta 3: 100/3 puntos

Respuesta 4: 0 puntos

- En la pregunta 7, 8, 20, 21, 22, 24 y 25

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 75 puntos

Respuesta 3: 50 puntos

Respuesta 4: 25 puntos

Respuesta 5: 0 puntos

- En la pregunta 13, 14, 34 y 35

Respuesta 1: 0 puntos

Respuesta 2: 50 puntos

Respuesta 3: 100 puntos

- En la pregunta 15 y 16

Respuesta 1: 100/3 puntos

Respuesta 2: 200/3 puntos

Respuesta 3: 100 puntos

Respuesta 4: 0 puntos

Respuesta 5: *. Esta respuesta indica que el paciente no realiza una actividad por una causa ajena a la visión. La respuesta se marca con un * y se considera un dato perdido.

- En la pregunta 17, 18, 31 y 32

Respuesta 1: 0 puntos

Respuesta 2: 25 puntos

Respuesta 3: 50 puntos

Respuesta 4: 75 puntos

Respuesta 5: 100 puntos

- En la pregunta 19

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 100 puntos

Respuesta 3: 75 puntos

Respuesta 4: 50 puntos

Respuesta 5: 25 puntos

Respuesta 6: 0 puntos

- En la pregunta 26 y 27

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 80 puntos

Respuesta 3: 60 puntos

Respuesta 4: 40 puntos

Respuesta 5: 20 puntos

Respuesta 6: 0 puntos

- En la pregunta 29

Respuesta 1: 100 puntos

Respuesta 2: 0 puntos

- En la pregunta 30 y 33

Respuesta 1: 0 puntos

Respuesta 2: 100 puntos

- En la pregunta 36, 37, 38, 39, 40, 41 y 42

En estas preguntas hay dos columnas, la primera es la columna *a* y la segunda es la columna *b*.

Si en la columna *a* la respuesta es SI, se pasa a contestar la columna *b*, en la que:

Respuesta 1: 0 puntos

Respuesta 2: 25 puntos

Respuesta 3: 50 puntos

Respuesta 4: 75 puntos

Si en la columna *a* la respuesta es NO, son 100 puntos y ya no se contesta a la columna *b*.

La puntuación obtenida en cada categoría mencionada anteriormente se hace sumando los puntos obtenidos en cada pregunta y dividiéndolos entre el número de preguntas que contiene cada categoría. La puntuación va de 0 a 100, siendo 0 el peor resultado y 100 el mejor, por lo tanto la mejor calidad visual percibida por el paciente.

3.6 DETERMINACIÓN DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

El estudio de la sensibilidad al contraste se hizo a los 3 meses de la cirugía del segundo ojo mediante dos pruebas diferentes.

3.6.1 TEST DE PELLI-ROBSON

El test consta de 8 filas de letras con 6 letras por fila, cuyos contrastes varían de alta a baja. Las letras son mayúsculas y con un único tamaño (equivalente a 20/60 en un optotipo de agudeza visual), con variación del contraste entre cada grupo de 3 letras.

El paciente lee las letras comenzando por las de más alto contraste hasta que es incapaz de leer 2 o 3 letras de una fila.

La prueba se realizó a 1 m de distancia, bajo condiciones de iluminación fotópica, de forma monocular para cada ojo y binocular, tanto con la corrección óptica para la visión lejana como con la adición intermedia y la cercana.



Figura 23. Test de Pelli-Robson.

La puntuación obtenida representa el último grupo en el que han leído 2 o 3 letras correctamente.

Una puntuación de 2 significa una sensibilidad al contraste del 100%.

Puntuaciones por debajo de 1.5 indican un compromiso visual.

Puntuaciones por debajo de 1 indican una limitación visual severa.

La mayoría de las personas con una sensibilidad al contraste menor de 1.3 tendrá dificultad para identificar caras a una cierta distancia y tendrán mayor riesgo de accidentes de tráfico.

3.6.2 TEST CSV-1000®

Este test presenta variaciones en cuanto los niveles de contraste y en cuanto a la frecuencia.

La prueba contiene 4 filas (frecuencias), que a su vez están divididas en 2 filas, cada una con 17 círculos. De estas 2 filas, uno de los círculos es uniforme y el otro presenta una rejilla sinusoidal. El primero de cada fila es de prueba.

Las frecuencias se denominan: A, B, C y D.

El grupo A corresponde a una frecuencia de 3 ciclos por grado (baja frecuencia).

El grupo B corresponde a una frecuencia de 6 ciclos por grado.

El grupo C corresponde a una frecuencia de 12 ciclos por grado.

El grupo D corresponde a una frecuencia de 18 ciclos por grado (alta frecuencia).



Figura 24. Test CSV-1000®.

La prueba se realizó a 3 m de distancia y tras un periodo de 5 minutos de adaptación a las condiciones lumínicas de la sala, que fueron fotópica, fotópica con *glare*, mesópica baja y mesópica baja con *glare*. La sensibilidad al contraste con esta prueba se hizo con corrección para la visión lejana, de forma monocular para cada ojo y de forma binocular.

3.7 ESTUDIO DE LA VELOCIDAD LECTORA

Se realizó a los 3 meses de la cirugía del segundo ojo mediante el test Radner-Vissum adaptado para el idioma español.

La prueba se realizó a 40 cm, de forma binocular, con la corrección óptica de cerca y bajo condiciones de iluminación fotópica.

El Radner-Vissum se compone de 12 frases de características similares (número y longitud de las palabras, posición de las mismas, dificultad léxica y complejidad sintáctica), las cuales se esconden bajo un trozo de papel que el paciente va destapando para leer en alto cada frase lo mejor y más rápido posible, sin pararse ni repetir ninguna parte, aunque cometa errores.

El examinador cronometra el tiempo que le lleva la lectura y marca las sílabas y palabras leídas erróneamente u omitidas.

La prueba se detiene cuando el tiempo empleado en leer una frase es mayor de 20 segundos o existen errores graves.

RADNER-VISSUM - TARJETA DE LECTURA 1

LogRAD		Visus	Größen
2.0m / 2.0m		4.0m / 20m	4.0m / 20m
0.8 / 0.2	El director está quitando todas las papeleras, que habían sido pintadas por esos gamberros	0.12 / 0.04	$\frac{12}{100} \times \frac{32}{100}$
0.8 / 0.2	El médico está leyendo todo el protocolo, que había sido propuesto por sus compañeros	0.12 / 0.1	$\frac{12}{100} \times \frac{32}{100}$
0.7 / 0.3	Su hermana viaja siempre en la furgoneta, que le habían comprado para su graduación	0.1 / 0.12	$\frac{10}{100} \times \frac{32}{100}$
0.6 / 0.4	El colegial está jugando con sus botaflecos, que le había regalado su viejo profesor	0.08 / 0.2	$\frac{8}{100} \times \frac{32}{100}$
0.5 / 0.5	Mi profesor oye con interés el resultado, que había sido supuesto con mucha precisión	0.07 / 0.3	$\frac{7}{100} \times \frac{32}{100}$
0.4 / 0.6	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.06 / 0.28	$\frac{6}{100} \times \frac{32}{100}$
0.3 / 0.8	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.05 / 0.32	$\frac{5}{100} \times \frac{32}{100}$
0.2 / 0.8	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.04 / 0.4	$\frac{4}{100} \times \frac{32}{100}$
0.1 / 0.8	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.03 / 0.8	$\frac{3}{100} \times \frac{32}{100}$
0.05 / 0.8	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.02 / 0.04	$\frac{2}{100} \times \frac{32}{100}$
0.01 / 0.8	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.01 / 0.8	$\frac{1}{100} \times \frac{32}{100}$
0.001 / 0.8	El director está dando su informe, que había sido elaborado por este gamberro	0.001 / 0.8	$\frac{0.1}{100} \times \frac{32}{100}$

Figura 25. Test de Radner-Vissum adaptado al castellano²².

La agudeza lectora en LogRAD corresponde con la última frase que se puede distinguir completamente.

El cálculo de la puntuación de agudeza lectora LogRAD (LogRAD score) se realiza en función de los fallos cometidos: agudeza lectora en LogRAD + (sílabas incorrectas x 0.005).

La velocidad lectora se mide en palabras por minuto. Como se conoce que cada frase contiene 14 palabras, la velocidad lectora se mide en cada frase: $(14 \times 60) / \text{segundos}$.

La velocidad de lectura máxima se calcula sumando la velocidad lectora de cada frase hasta la última a la que llegue.

La velocidad de lectura media se calcula sumando la velocidad lectora de cada frase hasta la última a la que llegue y dividiendo por el número de frases que ha llegado a leer.

El tamaño de letra crítico se toma de la última frase leída antes de que la velocidad caiga por debajo del 95% de la media del paciente.

3.8 HALOMETRÍA

La medida de los halos se realizó a los seis meses de la cirugía del segundo ojo. Se realizó con el Halo Test, que emplea el software Halo v1.0®.

Mediante este test se puede cuantificar la sensación de percepción de halos del paciente.

La prueba se realizó en binocular, a una distancia de 2 m y con la corrección óptica de la visión lejana.

Al paciente se le muestra un estímulo luminoso central sobre un fondo oscuro y progresivamente se van mostrando estímulos periféricos en diferentes posiciones y a distintas distancias.

El paciente debe presionar el botón del ratón cada vez que percibe el estímulo periférico.



Figura 26. Imagen obtenida tras la realización del Halo test (las marcas verdes significan puntos discriminados y los rojos errados).

Los resultados obtenidos en nuestro estudio se clasifican en: índice de alteración lineal, índice de alteración cuadrática, índice de discriminación lineal e índice de discriminación cuadrática.

El índice de alteración o *Disturbance Index* determina la discriminación de los estímulos periféricos en presencia de halos en torno a un estímulo central. Tiene valores entre 0 y 1, siendo 0 la máxima capacidad de discriminación y 1 la mínima, con dificultades para detectar los estímulos periféricos cercanos al estímulo central, indicando una mayor influencia de halos.

El índice de alteración se puede expresar de dos formas, ambas proporcionadas por el software Halo v1.0®:

- Índice de alteración lineal o *Linear Disturbance Index*. Es el número de veces que no se detecta el estímulo periférico por la distancia desde el centro del estímulo central al centro del estímulo periférico, dividido por el número de veces que se muestra cada estímulo por la distancia desde el centro del estímulo central al centro del estímulo periférico.
- Índice de alteración cuadrática o *Quadratic Disturbance Index*. Se calcula igual que el anterior pero la distancia desde el centro del estímulo central al centro del estímulo periférico se expresa al cuadrado.

<i>Disturbance Index</i>		Fórmula
<i>Linear Disturbance Index, ρ_l</i> (Índice de alteración lineal)		$\rho_l = \frac{\sum_{i=1}^N p_i r_i}{p \sum_{i=1}^N r_i}$
<i>Quadratic Disturbance Index, ρ_q</i> (Índice de alteración cuadrático)		$\rho_q = \frac{\sum_{i=1}^N p_i r_i^2}{p \sum_{i=1}^N r_i^2}$
<i>Variable</i>	<i>Descripción</i>	
r_i	Distancia desde el centro del estímulo central al centro del estímulo periférico i (en píxeles).	
p	Peso total (número de veces que se muestra cada estímulo i).	
p_i	Número de veces que el sujeto no detecta el estímulo periférico i , sobre el peso total ($p_i \leq p$).	

Figura 27. Fórmulas para el cálculo del Índice de alteración.

Otra forma de determinar la capacidad de discriminación de los estímulos periféricos es a través del índice de discriminación, lineal o cuadrático, ambos proporcionados también por el software Halo v1.0®:

- Índice de discriminación lineal = 1 - índice de alteración lineal.
- Índice de discriminación cuadrática = 1 - índice de alteración cuadrática.

A mayor índice de discriminación mayor es la capacidad para discriminar o detectar estímulos periféricos y menor la influencia de los halos percibidos. Los valores también están entre 0 y 1, siendo 0 la peor discriminación posible en el test y 1 la mejor.

3.9 CURVA DE DESENFQUE

Para la realización de la curva de desenfoque se necesitó un optotipo y un foróptero para realizar los cambios acomodativos, siendo más rápido que la montura de prueba.

El optotipo utilizado fue el ETDRS situado a 4 m de distancia. El panel se cambiaba periódicamente para evitar que el paciente memorizara las letras.

La prueba se realizó en binocular y monocular para cada ojo con la corrección óptica de lejos y bajo condiciones de iluminación fotópica.

La prueba comienza colocando en el foróptero la corrección óptica de lejos del paciente. A partir de ahí se van colocando lentes esféricas para producir el desenfoque. La primera lente que se colocó fue la del rango cóncavo más alto, -5.00 dioptrías y desde ahí se fue bajando consecutivamente la potencia del desenfoque en pasos de 0.5 dioptrías hasta llegar a 0 dioptrías, que equivale a la máxima visión de lejos. A continuación se realizó el desenfoque con +4.50 dioptrías y se realizó el mismo procedimiento en pasos de 0.5 dioptrías hasta llegar a 0 dioptrías. En cada paso se anotaron los niveles de agudeza visual del paciente.

Este método ha sido validado como un procedimiento seguro y repetible para la medida de la amplitud de acomodación^{71,72}.

Los datos de cada paciente se introdujeron en una hoja de recogida de datos y posteriormente se utilizó como hoja de cálculo el sistema Excel© de Microsoft®. Se hizo un promedio de todas las agudezas visuales y se calculó la desviación estándar de la muestra poblacional en cada grupo para, posteriormente realizar la curva de desenfoque.

En el eje de ordenadas se representaron los valores de agudeza visual en escala logarítmica LogMAR y en el eje de abscisas se registraron los valores del desenfoque.

En las gráficas se colocaron unas barras verticales en cada paso, que se denominan “bigotes”, y representan los valores de desviación estándar por encima y por debajo del valor promedio.

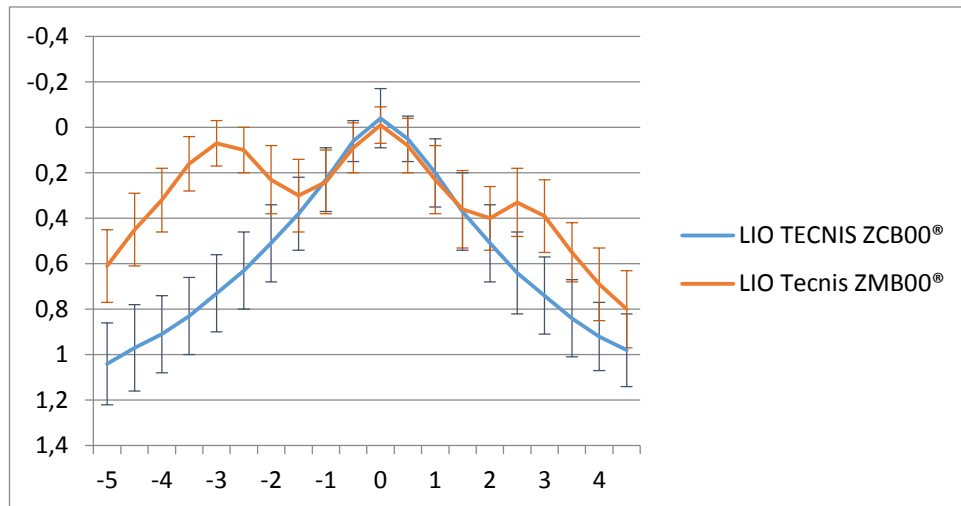


Figura 28. Curva de desenfoque.

4. CREACIÓN DE LA BASE DE DATOS

Los datos recopilados se recogieron en una base de datos, donde cada ojo se registró con un número sin mostrar ningún dato que pudiera identificar al paciente. La base en la que se recoge la relación entre los números asignados y los datos de cada paciente quedó siempre dentro del registro del hospital.

5. **ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS versión 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EEUU).

Se estableció un nivel de significación estadística con valores $p \leq 0.05$.

Los datos cuantitativos fueron expresados en medias y desviaciones estándar.

Para saber si los datos seguían una distribución paramétrica se utilizó el test de Kolmogorov Smirnov.

Si los datos seguían una distribución paramétrica se utilizó el test T de Student.

Si los datos no seguían una distribución paramétrica se empleó el test de los rangos con signo de Wilcoxon en caso de ser datos apareados o el test U de Mann-Whitney si eran datos independientes.

RESULTADOS

1. CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS

El estudio analiza un total de 148 ojos de 75 pacientes. 2 ojos fueron excluidos del análisis por complicaciones intra o postoperatorias.

La primera pérdida corresponde a un ojo que en el postoperatorio presentó edema macular cistoide, por lo que se excluyó del estudio. Y la segunda pérdida corresponde con un ojo que durante la cirugía se observó desinserción zonular inferior, por lo que también fue retirado del estudio.

Se estudiaron un total de 33 hombres y 42 mujeres ($p=0.84$).

En los resultados obtenidos denominamos grupo 1 al formado por los pacientes a los que se les implantó la lente intraocular monofocal, Tecnis® ZCB00 y grupo 2 al formado por los pacientes a los que se les implantó la lente intraocular multifocal, Tecnis® ZMB00.

	EDAD (años) (media \pm desviación estándar)	RELACIÓN HOMBRES:MUJERES
GRUPO 1	60.67 \pm 8.03	13:17
GRUPO 2	63.39 \pm 6.29	20:25

Tabla 4. Características demográficas de la población de estudio dividida en grupos.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas con respecto a la edad entre ambos grupos ($p=0.02$). Por dicho motivo se comprobó en todos los análisis realizados posteriormente si podría ser un factor de confusión y en ningún caso se confirmó que lo fuese.

2. CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS

Con el IOL Master® 500 se calculó la longitud axial de cada ojo incluido en el estudio y la potencia de la LIO a implantar.

Entre los criterios de inclusión establecidos, los pacientes debían presentar defectos refractivos de poca magnitud.

	LONGITUD AXIAL (media ± desviación estándar)	POTENCIA DE LA LIO (media ± desviación estándar)
GRUPO 1	23.12 ± 0.81	22.72 ± 2.26
GRUPO 2	23.51 ± 1.00	22.32 ± 2.83

Tabla 5. Características preoperatorias de los pacientes: longitud axial y potencia de la LIO.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al comparar la longitud axial entre ambos grupos ($p=0.02$). Se comprobó posteriormente que no era un factor de confusión. En cuanto a la potencia de la LIO no se encontró significación estadística ($p=0.38$).

3. AGUDEZA VISUAL

En este apartado vamos a dividir los resultados en dos grandes grupos, el grupo 1 compuesto por los pacientes a los que se les implantó la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y el grupo 2 compuesto por aquellos pacientes a los que se les implantó la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Dentro de cada grupo analizaremos la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica alta.

Por último realizaremos comparativas entre ambos grupos de lentes en los resultados obtenidos al mes de la cirugía de agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica, fotópica con *glare*, mesópica alta, mesópica alta con *glare*, agudeza visual intermedia y agudeza visual cercana.

3.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00

3.1.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES FOTÓPICAS

A continuación se muestra una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio al mes de la cirugía de la agudeza visual en distancia lejana bajo condiciones de iluminación fotópica para el grupo de la lente monofocal.

VL FOTÓPICA	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
Monocular sc	0.56 \pm 0.38	0.17 \pm 0.11	<0.001
Binocular sc	0.30 \pm 0.22	-0.06 \pm 0.07	<0.001
Monocular cc	0.27 \pm 0.30	-0.03 \pm 0.06	<0.001
Binocular cc	0.08 \pm 0.15	-0.07 \pm 0.06	<0.001

Tabla 6. Valores de agudeza visual en visión lejana bajo condiciones de iluminación fotópica obtenidos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00 medidos en escala LogMAR.

3.1.2 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES MESÓPICA ALTA

En la siguiente tabla se muestra una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio al mes de la cirugía de la agudeza visual en distancia lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta para el grupo de la lente monofocal.

VL MESÓPICA ALTA	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
Monocular sc	0.79 \pm 0.30	0.23 \pm 0.15	<0.001
Binocular sc	0.58 \pm 0.22	0.13 \pm 0.11	<0.001
Monocular cc	0.53 \pm 0.30	0.16 \pm 0.11	<0.001
Binocular cc	0.33 \pm 0.19	0.11 \pm 0.10	<0.001

Tabla 7. Valores de agudeza visual en visión lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta obtenidos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00 medidos en escala LogMAR.

3.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00

3.2.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES FOTÓPICAS

Mostramos una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio al mes de la cirugía de la agudeza visual en distancia lejana bajo condiciones de iluminación fotópica para el grupo de la lente multifocal.

VL FOTÓPICA	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.52 ± 0.30	0.03 ± 0.11	<0.001
Binocular sc	0.36 ± 0.25	-0.04 ± 0.08	<0.001
Monocular cc	0.24 ± 0.20	-0.02 ± 0.08	<0.001
Binocular cc	0.14 ± 0.16	-0.07 ± 0.06	<0.001

Tabla 8. Valores de agudeza visual en visión lejana bajo condiciones de iluminación fotópica obtenidos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZMB00 medidos en escala LogMAR.

3.2.2 AGUDEZA VISUAL LEJANA EN CONDICIONES MESÓPICA ALTA

A continuación se muestra una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio al mes de la cirugía de la agudeza visual en distancia lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta para el grupo de la lente multifocal.

VL MESÓPICA ALTA	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.73 ± 0.30	0.27 ± 0.15	<0.001
Binocular sc	0.57 ± 0.25	0.18 ± 0.12	<0.001
Monocular cc	0.46 ± 0.21	0.22 ± 0.12	<0.001
Binocular cc	0.37 ± 0.19	0.14 ± 0.10	<0.001

Tabla 9. Valores de agudeza visual en visión lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta obtenidos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZMB00 medidos en escala LogMAR.

Como era de esperar, tanto en el grupo de la lente monofocal como en el de la lente multifocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía, tanto en condiciones de iluminación fotópica como mesópica alta, con una mejoría de la agudeza visual lejana tras la cirugía.

3.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN LA AGUDEZA VISUAL AL MES DE LA CIRUGÍA

3.3.1 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA

VL FOTÓPICA	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.17 ± 0.11	0.03 ± 0.11	0.62
Binocular sc	-0.06 ± 0.07	-0.04 ± 0.08	0.29
Monocular cc	-0.03 ± 0.06	-0.02 ± 0.08	0.35
Binocular cc	-0.07 ± 0.06	-0.07 ± 0.06	0.34

Tabla 10. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica. Valores medidos en escala LogMAR.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica al mes de la cirugía en ambos grupos.

3.3.2 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA CON *GLARE*

VL FOTÓPICA CON <i>GLARE</i>	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.02 ± 0.11	0.02 ± 0.11	0.16
Binocular sc	-0.05 ± 0.06	-0.04 ± 0.08	0.20
Monocular cc	-0.02 ± 0.08	-0.01 ± 0.08	0.16
Binocular cc	-0.06 ± 0.06	-0.06 ± 0.06	0.20

Tabla 11. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica con *glare*. Valores medidos en escala LogMAR.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los resultados de agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica con *glare* entre ambos grupos al mes de la cirugía.

3.3.3 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA ALTA

VL MESÓPICA ALTA	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.23 ± 0.15	0.27 ± 0.15	0.13
Binocular sc	0.13 ± 0.11	0.18 ± 0.12	0.01
Monocular cc	0.16 ± 0.11	0.22 ± 0.12	<0.001
Binocular cc	0.11 ± 0.10	0.14 ± 0.10	0.06

Tabla 12. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta. Valores medidos en escala LogMAR.

Se hallaron diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta en los resultados de binocular sin corrección y monocular con corrección, siendo en ambos casos mejor la agudeza visual en el grupo de la lente monofocal.

3.3.4 AGUDEZA VISUAL LEJANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA ALTA CON *GLARE*

VL MESÓPICA ALTA CON <i>GLARE</i>	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.24 ± 0.17	0.33 ± 0.22	0.16
Binocular sc	0.14 ± 0.11	0.21 ± 0.16	0.20
Monocular cc	0.19 ± 0.14	0.28 ± 0.20	0.16
Binocular cc	0.12 ± 0.10	0.17 ± 0.14	0.12

Tabla 13. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta con *glare*. Valores medidos en escala LogMAR.

No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en los resultados de agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica con *glare* al mes de la cirugía.

3.3.5 AGUDEZA VISUAL INTERMEDIA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA

VI FOTÓPICA	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.34 ± 0.19	0.23 ± 0.17	<0.001
Binocular sc	0.21 ± 0.16	0.13 ± 0.15	0.03
Monocular cc VL	0.36 ± 0.15	0.25 ± 0.17	<0.001
Binocular cc VL	0.23 ± 0.13	0.15 ± 0.16	0.03
Monocular Ad VI	0.03 ± 0.11	0.03 ± 0.12	0.16
Binocular Ad VI	-0.04 ± 0.09	-0.03 ± 0.11	0.12

Tabla 14. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la agudeza visual intermedia bajo condiciones de iluminación fotópica. Valores medidos en escala LogMAR.

Como era de esperar, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual intermedia en los resultados de monocular y binocular sin corrección y monocular y binocular con corrección de lejos, siendo la agudeza visual intermedia mejor en el grupo de la lente multifocal. Si en ambos grupos añadíamos adición para la visión intermedia no hubo diferencias estadísticamente significativas.

3.3.6 AGUDEZA VISUAL CERCANA BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA

VP FOTÓPICA	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular sc	0.48 ± 0.18	0.12 ± 0.14	<0.001
Binocular sc	0.36 ± 0.14	0.04 ± 0.09	0.03
Monocular cc VL	0.51 ± 0.16	0.10 ± 0.13	<0.001
Binocular cc VL	0.39 ± 0.12	0.04 ± 0.11	0.03
Monocular Ad VI	0.20 ± 0.14	0.16 ± 0.16	0.16
Binocular Ad VI	0.13 ± 0.15	0.09 ± 0.10	0.12

Tabla 15. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la agudeza visual cercana bajo condiciones de iluminación fotópica. Valores medidos en escala LogMAR.

Al igual que con la visión intermedia, en la visión cercana se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en los resultados de monocular y binocular sin corrección y monocular y binocular con corrección de lejos, siendo mejor la agudeza visual cercana en el grupo de la lente multifocal. Si en ambos grupos añadíamos la adición para la visión intermedia no hubo diferencias estadísticamente significativas.

4. REFRACCIÓN MANIFIESTA

En cuanto a la refracción manifiesta volvemos a dividir los resultados en dos grupos, el grupo 1 de la lente monofocal y el grupo 2 de la lente multifocal.

A continuación haremos la comparativa entre ambos grupos al mes de la cirugía.

4.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00

A continuación se muestra una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio al mes de la cirugía de la refracción manifiesta en el grupo de la lente monofocal.

	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
Esfera	-0.71 ± 2.39	0.00 ± 0.39	0.02
Cilindro	-0.60 ± 0.69	-0.22 ± 0.37	<0.001
Eje	52.50 ± 53.95	26.93 ± 44.40	0.01
Equi esférico	-1.01 ± 2.35	-0.11 ± 0.33	<0.001
Ad intermedia	1.00 ± 0.54	1.42 ± 0.29	<0.001
Ad cerca	2.12 ± 0.83	2.45 ± 0.53	0.01

Tabla 16. Valores de refracción manifiesta obtenidos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en dioptrías. El eje se expresa en grados.

En el grupo de la lente monofocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía, siendo la esfera, el cilindro y el equivalente esférico mejor tras la cirugía, pero se requirió mayor adición intermedia y cercana postoperatoria.

4.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00

Mostramos una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio al mes de la cirugía de la refracción manifiesta en el grupo de la lente multifocal.

	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
Esfera	-0.85 ± 2.36	-0.02 ± 0.36	<0.001
Cilindro	-0.50 ± 0.57	-0.19 ± 0.30	<0.001
Eje	54.49 ± 53.57	28.89 ± 48.27	<0.001
Equi esférico	-1.12 ± 2.36	-0.12 ± 0.36	<0.001
Ad intermedia	1.06 ± 0.53	1.18 ± 0.49	0.61
Ad cerca	2.18 ± 0.93	0.32 ± 0.76	<0.001

Tabla 17. Valores de refracción manifiesta obtenidos en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en dioptrías. El eje se expresa en grados.

En el grupo de la lente multifocal al igual que en el de la lente monofocal se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y

postoperatorios al mes de la cirugía en la esfera, el cilindro y el equivalente esférico, con una mejoría tras la cirugía. En la adición intermedia no hubo diferencias estadísticamente significativas mientras que en la adición cercana si se encontraron diferencias estadísticamente significativas, siendo menor la adición cercana en el postoperatorio.

4.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN LA REFRACCIÓN MANIFIESTA AL MES DE LA CIRUGÍA

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Esfera	0.00 ± 0.39	-0.02 ± 0.36	0.74
Cilindro	-0.22 ± 0.37	-0.19 ± 0.30	0.60
Eje	26.93 ± 44.40	28.89 ± 48.27	0.92
Equi esférico	-0.11 ± 0.33	-0.12 ± 0.36	0.88
Ad intermedia	1.42 ± 0.29	1.18 ± 0.49	<0.001
Ad cerca	2.45 ± 0.53	0.32 ± 0.76	<0.001

Tabla 18. Comparativa entre LIO monofocal Tecnis® ZCB00 y LIO multifocal ZMB00® de la refracción manifiesta. Resultados expresados en dioptrías. El eje se expresa en grados.

Como era de esperar, en la adición intermedia y la adición cercana se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al comparar ambas lentes al mes de la cirugía, siendo menor la adición intermedia y cercana en el grupo de la lente multifocal.

5. ABERRACIONES ÓPTICAS

En este apartado vamos a dividir los resultados en dos grandes grupos, el grupo 1 compuesto por los pacientes a los que se les implantó la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y el grupo 2 que es el compuesto por aquellos pacientes a los que se les implantó la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Dentro de cada grupo analizaremos las aberraciones oculares, corneales e internas para una pupila de 4 mm y de 6 mm.

Por último realizaremos comparativas entre ambos grupos de lentes con los resultados obtenidos al mes de la cirugía.

5.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00

Este grupo lo dividimos en 2 subgrupos: los resultados obtenidos en una pupila de 4 mm y los obtenidos con una pupila de 6 mm.

5.1.1 PUPILA DE 4 mm

5.1.1.1 Aberraciones oculares

Las aberraciones oculares estudiadas fueron: astigmatismo de bajo orden (ABO), total de aberraciones de alto orden (Total HOA), aberraciones de tercer orden, aberraciones de cuarto orden, trefoil, coma, tetrafoil, astigmatismo de 4º grado (A 4º grado) y aberración esférica (Aberr esférica). Así serán expuestos de aquí en adelante en todos los resultados relacionados con el estudio de aberraciones oculares.

OCULARES 4 mm	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
ABO	-0.94 \pm 0.46	-0.72 \pm 0.41	0.01
Eje ABO	-0.94 \pm 0.46	93.48 \pm 36.08	<0.001
Total HOA	95.52 \pm 39.79	0.18 \pm 0.13	<0.001
Tercer orden	0.23 \pm 0.14	0.15 \pm 0.10	<0.001
Cuarto orden	0.19 \pm 0.13	0.08 \pm 0.09	<0.001
Trefoil	0.12 \pm 0.09	0.12 \pm 0.09	0.92
Eje trefoil	0.13 \pm 0.09	40.21 \pm 29.59	<0.001
Coma	51.81 \pm 33.07	0.08 \pm 0.07	<0.001
Eje coma	0.12 \pm 0.11	208.66 \pm 106.83	<0.001
Tetrafoil	196.71 \pm 101.47	0.06 \pm 0.08	<0.001
Eje tetrafoil	0.06 \pm 0.06	34.74 \pm 29.27	<0.001
A 4º grado	37.09 \pm 25.75	0.03 \pm 0.04	<0.001
Eje A 4º grado	0.05 \pm 0.04	92.97 \pm 55.58	<0.001
Aberr esférica	87.59 \pm 52.90	0.03 \pm 0.06	<0.001

Tabla 19. Aberraciones ópticas oculares en pupila de 4 mm en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en μm . El eje se expresa en grados.

En el grupo de lente monofocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía en todas las aberraciones oculares en pupila de 4 mm estudiadas excepto en trefoil. En todos los casos las aberraciones oculares disminuyeron tras la cirugía, excepto trefoil que se mantuvo sin cambios.

5.1.1.2 Aberraciones corneales

Las aberraciones corneales estudiadas fueron: astigmatismo de bajo orden (ABO), total de aberraciones de alto orden (Total HOA), aberraciones de tercer orden, aberraciones de cuarto orden, trefoil, coma, tetrafoil, astigmatismo de 4º grado (A 4º grado) y aberración esférica (Aberr esférica). Así serán expuestos de aquí en adelante en todos los resultados relacionados con el estudio de aberraciones corneales.

CORNEALES	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	P
4 mm	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
ABO	0.03 ± 0.10	-0.80 ± 0.63	<0.001
Eje ABO	-0.87 ± 0.59	91.81 ± 61.22	<0.001
Total HOA	91.14 ± 53.89	0.19 ± 0.17	<0.001
Tercer orden	0.20 ± 0.15	0.16 ± 0.15	0.39
Cuarto orden	0.17 ± 0.14	0.10 ± 0.09	0.02
Trefoil	0.10 ± 0.07	0.12 ± 0.10	0.20
Eje trefoil	0.13 ± 0.12	41.66 ± 28.04	<0.001
Coma	38.36 ± 25.18	0.09 ± 0.12	<0.001
Eje coma	0.10 ± 0.09	205.02 ± 99.56	<0.001
Tetrafoil	214.99 ± 93.99	0.06 ± 0.05	<0.001
Eje tetrafoil	0.05 ± 0.06	40.84 ± 32.22	<0.001
A 4º grado	40.30 ± 30.98	0.04 ± 0.07	<0.001
Eje A 4º grado	0.04 ± 0.05	97.57 ± 56.37	<0.001
Aberr esférica	93.11 ± 53.82	0.05 ± 0.05	<0.001

Tabla 20. Aberraciones ópticas corneales en pupila de 4 mm en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados previos y posteriores a la cirugía en el grupo de lente monofocal en todas las aberraciones corneales en pupila de 4 mm estudiadas excepto en tercer orden y trefoil. En los casos en los que hay diferencias estadísticamente significativas las aberraciones oculares disminuyeron tras la cirugía.

5.1.1.3 Aberraciones internas

Las aberraciones internas estudiadas fueron: astigmatismo de bajo orden (ABO), total de aberraciones de alto orden (Total HOA), aberraciones de tercer orden, aberraciones de cuarto orden, trefoil, coma, tetrafoil, astigmatismo de 4º grado (A 4º grado) y aberración esférica (Aberr esférica). Así serán expuestos de aquí en adelante en todos los resultados relacionados con el estudio de aberraciones internas.

INTERNAS 4 mm	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
ABO	0.06 \pm 0.04	-0.73 \pm 0.65	<0.001
Eje ABO	-0.77 \pm 0.40	91.88 \pm 18.05	<0.001
Total HOA	89.73 \pm 29.78	0.15 \pm 0.16	<0.001
Tercer orden	0.22 \pm 0.16	0.12 \pm 0.13	<0.001
Cuarto orden	0.17 \pm 0.13	0.09 \pm 0.10	0.01
Trefoil	0.14 \pm 0.10	0.06 \pm 0.09	<0.001
Eje trefoil	0.10 \pm 0.10	71.93 \pm 35.93	<0.001
Coma	69.35 \pm 34.43	0.08 \pm 0.11	<0.001
Eje coma	0.12 \pm 0.10	191.77 \pm 112.68	<0.001
Tetrafoil	186.38 \pm 105.81	0.05 \pm 0.08	<0.001
Eje tetrafoil	0.07 \pm 0.08	42.91 \pm 25.50	<0.001
A 4º grado	43.35 \pm 23.07	0.04 \pm 0.07	<0.001
Eje A 4º grado	0.06 \pm 0.06	88.22 \pm 46.59	<0.001
Aberr esférica	86.45 \pm 47.05	-0.03 \pm 0.06	<0.001

Tabla 21. Aberraciones ópticas internas en pupila de 4 mm en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en μm . El eje se expresa en grados.

Al analizar los resultados preoperatorios y postoperatorios de las aberraciones internas en pupila de 4 mm en el grupo de la lente monofocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las aberraciones internas estudiadas, siendo menores tras la intervención.

5.1.2 PUPILA DE 6 mm

5.1.2.1 Aberraciones oculares

OCULARES 6 mm	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
ABO	-0.02 ± 0.10	-1.10 ± 1.46	<0.001
Eje ABO	-1.30 ± 1.68	91.20 ± 39.59	<0.001
Total HOA	88.43 ± 39.08	1.08 ± 1.52	<0.001
Tercer orden	1.38 ± 1.54	0.69 ± 1.09	0.06
Cuarto orden	0.87 ± 0.12	0.69 ± 1.05	0.51
Trefoil	0.89 ± 0.99	0.50 ± 0.70	0.12
Eje trefoil	0.60 ± 0.94	42.63 ± 28.28	<0.001
Coma	38.44 ± 29.76	0.45 ± 0.85	<0.001
Eje coma	0.58 ± 0.66	221.36 ± 104.33	<0.001
Tetrafoil	206.57 ± 103.28	0.34 ± 0.49	<0.001
Eje tetrafoil	0.45 ± 0.67	39.12 ± 26.98	<0.001
A 4º grado	41.10 ± 23.13	0.32 ± 0.63	<0.001
Eje A 4º grado	0.37 ± 0.70	87.82 ± 57.57	<0.001
Aberr esférica	68.17 ± 54.41	0.43 ± 0.73	<0.001

Tabla 22. Aberraciones ópticas oculares en pupila de 6 mm en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

En el grupo de lente monofocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía en todas las

aberraciones oculares en pupila de 6 mm estudiadas excepto en tercer orden, cuarto orden y trefoil. En todos los casos las aberraciones oculares disminuyeron tras la cirugía, excepto en tercer orden, cuarto orden y trefoil que se mantuvieron sin cambios.

5.1.2.2 Aberraciones corneales

CORNEALES	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	P
6 mm	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
ABO	0.20 ± 0.70	-0.80 ± 0.63	<0.001
Eje ABO	-0.99 ± 1.84	91.81 ± 61.22	<0.001
Total HOA	91.14 ± 52.72	0.19 ± 0.17	<0.001
Tercer orden	1.43 ± 3.49	0.16 ± 0.15	0.10
Cuarto orden	0.91 ± 2.15	0.10 ± 0.09	0.16
Trefoil	0.82 ± 1.92	0.12 ± 0.10	0.13
Eje trefoil	0.66 ± 1.67	41.66 ± 28.04	<0.001
Coma	42.24 ± 24.76	0.09 ± 0.12	<0.001
Eje coma	0.58 ± 1.36	205.02 ± 99.56	<0.001
Tetrafoil	175.42 ± 102.10	0.57 ± 0.49	<0.001
Eje tetrafoil	0.48 ± 1.41	40.84 ± 32.22	<0.001
A 4º grado	42.39 ± 28.37	0.04 ± 0.07	<0.001
Eje A 4º grado	0.40 ± 1.21	97.57 ± 56.37	<0.001
Aberr esférica	106.22 ± 52.10	0.05 ± 0.05	<0.001

Tabla 23. Aberraciones ópticas corneales en pupila de 6 mm en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía en el grupo de la lente monofocal en todas las aberraciones corneales en pupila de 6 mm estudiadas excepto en tercer orden, cuarto orden y trefoil. En todos los casos las aberraciones corneales fueron menores tras la cirugía, excepto en tercer orden, cuarto orden y trefoil que se mantuvieron sin cambios.

5.1.2.3 Aberraciones internas

INTERNAS 6 mm	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
ABO	0.24 ± 0.70	-1.09 ± 1.79	<0.001
Eje ABO	-1.64 ± 2.64	85.57 ± 28.14	<0.001
Total HOA	82.39 ± 33.68	1.07 ± 2.03	<0.001
Tercer orden	2.14 ± 3.80	0.65 ± 1.47	0.04
Cuarto orden	1.34 ± 2.55	0.69 ± 1.29	0.20
Trefoil	1.27 ± 1.98	0.38 ± 0.93	0.03
Eje trefoil	0.89 ± 2.00	50.58 ± 33.61	<0.001
Coma	48.23 ± 37.41	0.51 ± 1.15	<0.001
Eje coma	0.92 ± 1.64	207.47 ± 118.76	<0.001
Tetrafoil	216.73 ± 102.72	0.34 ± 0.62	<0.001
Eje tetrafoil	0.70 ± 1.43	43.83 ± 23.03	<0.001
A 4º grado	44.68 ± 22.53	0.36 ± 0.84	<0.001
Eje A 4º grado	74.14 ± 53.73	0.66 ± 1.41	<0.001
Aberr esférica	78.99 ± 51.49	0.21 ± 0.87	<0.001

Tabla 24. Aberraciones ópticas internas en pupila de 6 mm en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados prequirúrgicos y postquirúrgicos al mes de la cirugía en el grupo de la lente monofocal en todas las aberraciones internas en pupila de 6 mm estudiadas excepto en cuarto orden, donde se mantuvieron sin cambios. El resto de aberraciones internas disminuyeron tras la cirugía.

5.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00

Al igual que el grupo de la lente monofocal los dividimos en 2 subgrupos: los resultados obtenidos en una pupila de 4 mm y los obtenidos con una pupila de 6 mm.

5.2.1 PUPILA DE 4 mm

5.2.1.1 Aberraciones oculares

OCULARES 4 mm	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
ABO	-0.88 \pm 1.16	-0.63 \pm 0.32	0.06
Eje ABO	-0.88 \pm 0.16	85.95 \pm 43.33	<0.001
Total HOA	93.10 \pm 37.85	0.15 \pm 0.06	<0.001
Tercer orden	0.31 \pm 0.54	0.13 \pm 0.06	0.01
Cuarto orden	0.27 \pm 0.52	0.06 \pm 0.03	<0.001
Trefoil	0.15 \pm 0.18	0.09 \pm 0.05	0.01
Eje trefoil	0.18 \pm 0.41	41.00 \pm 29.18	<0.001
Coma	47.01 \pm 33.48	0.08 \pm 0.06	<0.001
Eje coma	0.18 \pm 0.33	214.77 \pm 94.84	<0.001
Tetrafoil	205.84 \pm 101.12	0.40 \pm 0.02	<0.001
Eje tetrafoil	0.08 \pm 0.15	41.37 \pm 31.94	<0.001
A 4º grado	46.59 \pm 25.99	0.03 \pm 0.02	<0.001
Eje A 4º grado	0.06 \pm 0.09	94.11 \pm 44.01	<0.001
Aberr esférica	86.65 \pm 46.73	0.01 \pm 0.04	<0.001

Tabla 25. Aberraciones ópticas oculares en pupila de 4 mm en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en μm . El eje se expresa en grados.

En el grupo de lente multifocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía en todas las

aberraciones oculares en pupila de 4 mm estudiadas excepto en astigmatismo de bajo orden. En todos los casos las aberraciones oculares disminuyeron tras la cirugía, excepto en astigmatismo de bajo orden.

5.2.1.2 Aberraciones corneales

CORNEALES 4 mm	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
ABO	0.01 \pm 0.11	-0.74 \pm 0.35	<0.001
Eje ABO	-0.79 \pm 0.57	88.38 \pm 62.51	<0.001
Total HOA	88.84 \pm 60.08	0.17 \pm 0.07	<0.001
Tercer orden	0.20 \pm 0.16	0.15 \pm 0.07	0.03
Cuarto orden	0.17 \pm 0.13	0.08 \pm 0.03	<0.001
Trefoil	0.09 \pm 0.10	0.11 \pm 0.06	0.09
Eje trefoil	0.12 \pm 0.10	38.70 \pm 25.24	<0.001
Coma	39.44 \pm 28.02	0.09 \pm 0.05	<0.001
Eje coma	0.11 \pm 0.10	210.90 \pm 100.55	<0.001
Tetrafoil	210.86 \pm 99.49	0.05 \pm 0.03	<0.001
Eje tetrafoil	0.05 \pm 0.05	47.90 \pm 33.22	<0.001
A 4º grado	45.29 \pm 29.77	0.03 \pm 0.02	<0.001
Eje A 4º grado	0.04 \pm 0.06	92.23 \pm 48.14	<0.001
Aberr esférica	87.49 \pm 49.86	0.04 \pm 0.03	<0.001

Tabla 26. Aberraciones ópticas corneales en pupila de 4 mm en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en μ m. El eje se expresa en grados.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados previos y posteriores a la cirugía en el grupo de lente multifocal en todas las aberraciones corneales en pupila de 4 mm estudiadas excepto en trefoil. En los casos en los que hay diferencias estadísticamente significativas las aberraciones oculares disminuyeron tras la cirugía.

5.2.1.3 Aberraciones internas

INTERNAS	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	P
4 mm	(media \pm desviación estándar)	(media \pm desviación estándar)	
ABO	0.04 \pm 0.08	-0.61 \pm 0.23	<0.001
Eje ABO	-0.98 \pm 1.20	90.25 \pm 17.34	<0.001
Total HOA	91.42 \pm 28.19	0.14 \pm 0.06	<0.001
Tercer orden	0.33 \pm 0.55	0.10 \pm 0.06	<0.001
Cuarto orden	0.27 \pm 0.52	0.08 \pm 0.04	<0.001
Trefoil	0.17 \pm 0.20	0.06 \pm 0.04	<0.001
Eje trefoil	0.18 \pm 0.42	69.76 \pm 32.90	<0.001
Coma	67.15 \pm 32.19	0.08 \pm 0.05	<0.001
Eje coma	0.18 \pm 0.33	205.33 \pm 102.11	<0.001
Tetrafoil	166.22 \pm 103.49	0.04 \pm 0.03	<0.001
Eje tetrafoil	0.09 \pm 0.15	40.56 \pm 23.19	<0.001
A 4º grado	44.35 \pm 24.72	0.03 \pm 0.02	<0.001
Eje A 4º grado	0.07 \pm 0.10	87.26 \pm 49.15	<0.001
Aberr esférica	85.06 \pm 47.87	-0.04 \pm 0.05	<0.001

Tabla 27. Aberraciones ópticas internas en pupila de 4 mm en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en μ m. El eje se expresa en grados.

Al analizar los resultados preoperatorios y postoperatorios de las aberraciones internas en pupila de 4 mm en el grupo de la lente multifocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las aberraciones internas estudiadas, siendo menores tras la intervención.

5.2.2 PUPILA DE 6 mm

5.2.2.1 Aberraciones oculares

OCULARES 6 mm	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
ABO	-0.02 ± 0.14	-1.12 ± 2.38	<0.001
Eje ABO	-1.20 ± 1.25	86.86 ± 44.34	<0.001
Total HOA	90.90 ± 39.06	1.25 ± 1.92	<0.001
Tercer orden	1.47 ± 2.11	0.76 ± 1.50	0.03
Cuarto orden	0.96 ± 1.76	0.82 ± 1.17	0.66
Trefoil	0.91 ± 1.18	0.48 ± 0.94	0.03
Eje trefoil	0.64 ± 1.53	49.80 ± 31.46	<0.001
Coma	54.29 ± 37.84	0.55 ± 1.20	<0.001
Eje coma	0.65 ± 0.92	228.45 ± 102.17	<0.001
Tetrafoil	206.72 ± 93.89	0.44 ± 0.68	<0.001
Eje tetrafoil	0.47 ± 0.89	44.85 ± 28.59	<0.001
A 4º grado	43.61 ± 24.36	0.34 ± 0.65	<0.001
Eje A 4º grado	0.39 ± 0.73	83.85 ± 54.48	<0.001
Aberr esférica	86.59 ± 50.28	0.52 ± 0.77	<0.001

Tabla 28. Aberraciones ópticas oculares en pupila de 6 mm en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

En el grupo de lente multifocal se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía en todas las aberraciones oculares en pupila de 6 mm estudiadas excepto en cuarto orden. En todos los casos las aberraciones oculares disminuyeron tras la cirugía, excepto en cuarto orden que se mantuvieron sin cambios.

5.2.2.2 Aberraciones corneales

CORNEALES	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	P
6 mm	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
ABO	0.16 ± 0.69	-0.74 ± 0.35	<0.001
Eje ABO	-0.84 ± 1.34	88.38 ± 62.51	<0.001
Total HOA	89.92 ± 59.64	0.17 ± 0.07	<0.001
Tercer orden	0.94 ± 1.94	0.15 ± 0.07	0.26
Cuarto orden	0.63 ± 1.40	0.08 ± 0.03	0.97
Trefoil	0.58 ± 1.08	0.11 ± 0.06	0.56
Eje trefoil	0.47 ± 1.06	38.70 ± 25.24	<0.001
Coma	40.23 ± 27.94	0.09 ± 0.05	<0.001
Eje coma	0.39 ± 0.93	210.90 ± 100.55	<0.001
Tetrafoil	193.08 ± 100.75	0.05 ± 0.03	<0.001
Eje tetrafoil	0.29 ± 0.77	47.90 ± 33.22	<0.001
A 4º grado	48.52 ± 26.55	0.03 ± 0.02	<0.001
Eje A 4º grado	0.25 ± 0.67	92.23 ± 48.14	<0.001
Aberr esférica	91.88 ± 57.72	0.04 ± 0.03	<0.001

Tabla 29. Aberraciones ópticas corneales en pupila de 6 mm en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados preoperatorios y postoperatorios al mes de la cirugía en el grupo de la lente multifocal en todas las aberraciones corneales estudiadas en pupila de 6 mm excepto en tercer orden, cuarto orden y trefoil. En todos los casos las aberraciones corneales fueron menores tras la cirugía, excepto en tercer orden, cuarto orden y trefoil que se mantuvieron sin cambios.

5.2.2.3 Aberraciones internas

INTERNAS 6 mm	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
ABO	0.31 \pm 0.47	-1.19 \pm 2.29	<0.001
Eje ABO	-1.41 \pm 1.72	86.02 \pm 31.67	<0.001
Total HOA	87.89 \pm 26.98	1.33 \pm 2.11	<0.001
Tercer orden	1.89 \pm 2.76	0.82 \pm 1.60	0.02
Cuarto orden	1.22 \pm 2.17	0.84 \pm 1.25	0.46
Trefoil	1.16 \pm 1.55	0.49 \pm 1.09	0.01
Eje trefoil	0.86 \pm 1.82	60.75 \pm 30.85	<0.001
Coma	64.30 \pm 36.39	0.60 \pm 1.20	<0.001
Eje coma	0.79 \pm 1.23	239.37 \pm 102.99	<0.001
Tetrafoil	195.40 \pm 102.93	0.48 \pm 0.79	<0.001
Eje tetrafoil	0.66 \pm 1.15	49.81 \pm 26.76	<0.001
A 4º grado	42.35 \pm 23.72	0.41 \pm 0.73	<0.001
Eje A 4º grado	81.11 \pm 50.97	0.54 \pm 0.94	<0.001
Aberr esférica	88.21 \pm 48.15	0.22 \pm 0.83	<0.001

Tabla 30. Aberraciones ópticas internas en pupila de 6 mm en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en μm . El eje se expresa en grados.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados prequirúrgicos y postquirúrgicos al mes de la cirugía en el grupo de la lente multifocal en todas las aberraciones internas en pupila de 6 mm estudiadas excepto en cuarto orden, donde se mantuvieron sin cambios. El resto de aberraciones internas disminuyeron tras la cirugía.

5.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN LAS ABERRACIONES ÓPTICAS AL MES DE LA CIRUGÍA

Volvemos a separar en 2 subgrupos: los resultados obtenidos en una pupila de 4 mm y los obtenidos con una pupila de 6 mm, y en cada subgrupo se analizan las aberraciones oculares, corneales e internas.

5.3.1 PUPILA DE 4 mm

5.3.1.1 Aberraciones oculares

OCULARES 4 mm	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
ABO	-0.72 ± 0.41	-0.63 ± 0.32	0.16
Eje ABO	93.48 ± 36.08	85.95 ± 43.33	0.28
Total HOA	0.18 ± 0.13	0.15 ± 0.06	0.15
Tercer orden	0.15 ± 0.10	0.13 ± 0.06	0.16
Cuarto orden	0.08 ± 0.09	0.06 ± 0.03	0.15
Trefoil	0.12 ± 0.09	0.09 ± 0.05	0.04
Eje trefoil	40.21 ± 29.59	41.00 ± 29.18	0.88
Coma	0.08 ± 0.07	0.08 ± 0.06	0.95
Eje coma	208.66 ± 106.83	214.77 ± 94.84	0.72
Tetrafoil	0.06 ± 0.08	0.40 ± 0.02	0.14
Eje tetrafoil	34.74 ± 29.27	41.37 ± 31.94	0.21
A 4º grado	0.03 ± 0.04	0.03 ± 0.02	0.48
Eje A 4º grado	92.97 ± 55.58	94.11 ± 44.01	0.90
Aberr esférica	0.03 ± 0.06	0.01 ± 0.04	0.02

Tabla 31. Comparativa de las aberraciones ópticas oculares en pupila de 4 mm entre la LIO monofocal ZCB00® y la LIO multifocal ZMB00®. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar los resultados postoperatorios al mes de la cirugía entre la lente monofocal y multifocal en las aberraciones oculares en pupila de 4 mm en trefoil y aberración esférica, siendo los valores tanto de trefoil como de aberración esférica menores en el grupo de la LIO ZMB00®.

5.3.1.2 Aberraciones corneales

CORNEALES	LIO TECNIS® ZCB00	LIO TECNIS® ZMB00	P
4 mm	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
ABO	-0.80 ± 0.63	-0.74 ± 0.35	0.55
Eje ABO	91.81 ± 61.22	88.38 ± 62.51	0.75
Total HOA	0.19 ± 0.17	0.17 ± 0.07	0.38
Tercer orden	0.16 ± 0.15	0.15 ± 0.07	0.58
Cuarto orden	0.10 ± 0.09	0.08 ± 0.03	0.20
Trefoil	0.12 ± 0.10	0.11 ± 0.06	0.62
Eje trefoil	41.66 ± 28.04	38.70 ± 25.24	0.52
Coma	0.09 ± 0.12	0.09 ± 0.05	0.84
Eje coma	205.02 ± 99.56	210.90 ± 100.55	0.73
Tetrafoil	0.06 ± 0.05	0.05 ± 0.03	0.13
Eje tetrafoil	40.84 ± 32.22	47.90 ± 33.22	0.21
A 4º grado	0.04 ± 0.07	0.03 ± 0.02	0.42
Eje A 4º grado	97.57 ± 56.37	92.23 ± 48.14	0.55
Aberr esférica	0.05 ± 0.05	0.04 ± 0.03	0.19

Tabla 32. Comparativa de las aberraciones ópticas corneales en pupila de 4 mm entre ambas lentes. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en las aberraciones corneales estudiadas medidas en pupila de 4 mm al mes de la cirugía entre la lente monofocal y multifocal.

5.3.1.3 Aberraciones internas

INTERNAS 4 mm	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
ABO	-0.73 ± 0.65	-0.61 ± 0.23	0.19
Eje ABO	91.88 ± 18.05	90.25 ± 17.34	0.59
Total HOA	0.15 ± 0.16	0.14 ± 0.06	0.54
Tercer orden	0.12 ± 0.13	0.10 ± 0.06	0.55
Cuarto orden	0.09 ± 0.10	0.08 ± 0.04	0.49
Trefoil	0.06 ± 0.09	0.06 ± 0.04	0.74
Eje trefoil	71.93 ± 35.93	69.76 ± 32.90	0.71
Coma	0.08 ± 0.11	0.08 ± 0.05	0.70
Eje coma	191.77 ± 112.68	205.33 ± 102.11	0.46
Tetrafoil	0.05 ± 0.08	0.04 ± 0.03	0.37
Eje tetrafoil	42.91 ± 25.50	40.56 ± 23.19	0.57
A 4º grado	0.04 ± 0.07	0.03 ± 0.02	0.31
Eje A 4º grado	88.22 ± 46.59	87.26 ± 49.15	0.91
Aberr esférica	-0.03 ± 0.06	-0.04 ± 0.05	0.26

Tabla 33. Comparativa en las aberraciones ópticas internas en pupila de 4 mm entre la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Al analizar los resultados de las aberraciones internas en pupila de 4 mm entre ambos grupos de lentes no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

5.3.2 PUPILA DE 6 mm

5.3.2.1 Aberraciones oculares

OCULARES 6 mm	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
ABO	-1.10 ± 1.46	-1.12 ± 2.38	0.96
Eje ABO	91.20 ± 39.59	86.86 ± 44.34	0.57
Total HOA	1.08 ± 1.52	1.25 ± 1.92	0.59
Tercer orden	0.69 ± 1.09	0.76 ± 1.50	0.77
Cuarto orden	0.69 ± 1.05	0.82 ± 1.17	0.51
Trefoil	0.50 ± 0.70	0.48 ± 0.94	0.92
Eje trefoil	42.63 ± 28.28	49.80 ± 31.46	0.18
Coma	0.45 ± 0.85	0.55 ± 1.20	0.60
Eje coma	221.36 ± 104.33	228.45 ± 102.17	0.70
Tetrafoil	0.34 ± 0.49	0.44 ± 0.68	0.37
Eje tetrafoil	39.12 ± 26.98	44.85 ± 28.59	0.25
A 4º grado	0.32 ± 0.63	0.34 ± 0.65	0.90
Eje A 4º grado	87.82 ± 57.57	83.85 ± 54.48	0.69
Aberr esférica	0.43 ± 0.73	0.52 ± 0.77	0.52

Tabla 34. Comparativa de las aberraciones ópticas oculares en pupila de 6 mm entre la lente Tecnis® ZCB00 y la lente Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en µm. Eje en grados.

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas en las aberraciones oculares estudiadas medidas en pupila de 6 mm al mes de la cirugía entre la lente monofocal y multifocal.

5.3.2.2 Aberraciones corneales

CORNEALES	LIO TECNIS® ZCB00	LIO TECNIS® ZMB00	P
6 mm	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
ABO	-0.80 ± 0.63	-0.74 ± 0.35	0.44
Eje ABO	91.81 ± 61.22	88.38 ± 62.51	0.96
Total HOA	0.19 ± 0.17	0.17 ± 0.07	0.42
Tercer orden	0.16 ± 0.15	0.15 ± 0.07	0.40
Cuarto orden	0.10 ± 0.09	0.08 ± 0.03	0.49
Trefoil	0.12 ± 0.10	0.11 ± 0.06	0.36
Eje trefoil	41.66 ± 28.04	38.70 ± 25.24	0.61
Coma	0.09 ± 0.12	0.09 ± 0.05	0.45
Eje coma	205.02 ± 99.56	210.90 ± 100.55	0.75
Tetrafoil	0.57 ± 0.49	0.05 ± 0.03	0.45
Eje tetrafoil	40.84 ± 32.22	47.90 ± 33.22	0.01
A 4º grado	0.04 ± 0.07	0.03 ± 0.02	0.46
Eje A 4º grado	97.57 ± 56.37	92.23 ± 48.14	0.10
Aberr esférica	0.05 ± 0.05	0.04 ± 0.03	0.17

Tabla 35. Comparativa de las aberraciones ópticas corneales en pupila de 6 mm entre la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en el eje del tetrafoil dentro de las aberraciones corneales estudiadas en pupila de 6 mm al comparar la lente monofocal y la lente multifocal.

5.3.2.3 Aberraciones internas

INTERNAS 6 mm	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
ABO	-1.09 ± 1.79	-1.19 ± 2.29	0.80
Eje ABO	85.57 ± 28.14	86.02 ± 31.67	0.93
Total HOA	1.07 ± 2.03	1.33 ± 2.11	0.48
Tercer orden	0.65 ± 1.47	0.82 ± 1.60	0.55
Cuarto orden	0.69 ± 1.29	0.84 ± 1.25	0.49
Trefoil	0.38 ± 0.93	0.49 ± 1.09	0.57
Eje trefoil	50.58 ± 33.61	60.75 ± 30.85	0.07
Coma	0.51 ± 1.15	0.60 ± 1.20	0.63
Eje coma	207.47 ± 118.76	239.37 ± 102.99	0.11
Tetrafoil	0.34 ± 0.62	0.48 ± 0.79	0.27
Eje tetrafoil	43.83 ± 23.03	49.81 ± 26.76	0.18
A 4º grado	0.36 ± 0.84	0.41 ± 0.73	0.77
Eje A 4º grado	0.66 ± 1.41	0.54 ± 0.94	0.45
Aberr esférica	0.21 ± 0.87	0.22 ± 0.83	0.97

Tabla 36. Comparativa de las aberraciones ópticas internas en pupila de 6 mm entre la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en µm. El eje se expresa en grados.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las aberraciones internas estudiadas en pupila de 6 mm al mes de la cirugía al comparar la lente monofocal y la lente multifocal.

6. PUPILOMETRÍA

El estudio de la pupila realizado en el preoperatorio se llevó a cabo mediante dos pruebas diferentes y los resultados se muestran separados en función de la prueba empleada.

6.1 ANALIZADOR DE FRENTE DE ONDA KR-1W®

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Menor diámetro pupilar	3.43 ± 0.83	3.38 ± 0.68	0.53
Mayor diámetro pupilar	4.94 ± 1.09	5.03 ± 0.84	0.37

Tabla 37. Comparativa entre la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y la lente multifocal Tecnis® ZMB00 en cuanto al menor diámetro pupilar y el mayor diámetro pupilar en el preoperatorio. Resultados expresados en mm.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el diámetro pupilar, tanto mínimo como máximo, entre ambos grupos de lentes.

6.2 PUPILOMETRÍA DE COLVARD

Analizamos los resultados del diámetro pupilar bajo diferentes condiciones de iluminación.

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Fotópica	3.00 ± 0.68	3.13 ± 0.56	0.20
Mesópica	4.49 ± 1.02	4.59 ± 0.74	0.54
Escotópica	4.97 ± 1.18	5.16 ± 0.68	0.28

Tabla 38. Comparativa del diámetro pupilar en condiciones de iluminación fotópica, mesópica y escotópica. Resultados expresados en mm.

No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al analizar los resultados del tamaño pupilar bajo diferentes condiciones de iluminación entre ambos tipos de lentes.

7. CUESTIONARIO DE CALIDAD DE VIDA SOBRE CALIDAD VISUAL NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE INSTRUMENT-42 (NEI RQL-42)

En este apartado dividimos los resultados en dos grupos, el grupo 1 de la lente monofocal y el grupo 2 de la lente multifocal.

A continuación haremos la comparativa entre ambos grupos a los tres meses de la cirugía.

7.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00

A continuación se muestra una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio a los tres meses de la cirugía del cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual NEI RQL-42 en el grupo de la lente monofocal.

Las categorías estudiadas, y explicadas anteriormente, fueron: aberraciones oculares estudiadas fueron: visión clara, expectativas, visión de cerca, visión de lejos, fluctuaciones diurnas, limitaciones en la actividad (Limit en actividad), deslumbramiento, síntomas, depende de corrección, preocupación visual, corrección subóptima, apariencia y satisfacción con corrección. Así serán expuestos de aquí en adelante en todos los resultados relacionados con el cuestionario NEI RQL-42.

	PREOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media \pm desviación estándar)	P
Visión clara	33.49 \pm 24.11	85.06 \pm 21.54	<0.001
Expectativas	20.54 \pm 27.01	54.81 \pm 37.39	<0.001
Visión de cerca	43.27 \pm 19.18	74.20 \pm 21.64	<0.001
Visión de lejos	47.89 \pm 15.16	86.00 \pm 13.50	<0.001
Fluctuaciones diurnas	41.16 \pm 25.42	73.72 \pm 26.74	<0.001
Limit en actividad	69.08 \pm 29.48	97.40 \pm 7.04	<0.001
Deslumbramiento	30.10 \pm 25.60	70.67 \pm 29.07	<0.001
Síntomas	58.04 \pm 27.05	69.51 \pm 22.30	<0.001
Depende corrección	35.93 \pm 25.73	54.72 \pm 19.38	0.01
Preocupación visual	25.00 \pm 26.44	56.97 \pm 33.16	<0.001
Corrección subóptima	79.09 \pm 35.11	90.39 \pm 14.98	0.12
Apariencia	57.98 \pm 27.66	85.26 \pm 19.60	<0.001
Satisfacción corrección	58.21 \pm 24.80	87.31 \pm 23.10	<0.001

Tabla 39. Categorías del cuestionario NEI RQL-42 en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00. Resultados expresados en puntuación.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las categorías estudiadas entre el preoperatorio y el postoperatorio, excepto en corrección subóptima. En todos los casos en los que hubo diferencias los resultados fueron mejores tras la cirugía.

7.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00

En la siguiente tabla se muestra una comparativa de los resultados entre el preoperatorio y el postoperatorio a los tres meses de la cirugía del cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual NEI RQL-42 en el grupo de la lente multifocal.

Las categorías estudiadas son las mismas que en el grupo de la lente monofocal.

	PREOPERATORIO (media ± desviación estándar)	POSTOPERATORIO (media ± desviación estándar)	P
Visión clara	31.03 ± 19.88	85.85 ± 17.14	<0.001
Expectativas	12.79 ± 25.07	66.86 ± 36.29	<0.001
Visión de cerca	45.90 ± 24.23	87.11 ± 16.19	<0.001
Visión de lejos	53.12 ± 25.18	89.24 ± 12.13	<0.001
Fluctuaciones diurnas	38.49 ± 26.42	72.19 ± 21.19	<0.001
Limit en actividad	68.57 ± 31.37	96.98 ± 9.45	<0.001
Deslumbramiento	31.10 ± 30.82	53.92 ± 32.72	<0.001
Síntomas	60.28 ± 22.24	76.29 ± 19.03	<0.001
Depende corrección	35.36 ± 28.87	96.00 ± 8.54	<0.001
Preocupación visual	25.87 ± 23.70	56.69 ± 28.61	<0.001
Corrección subóptima	78.49 ± 30.60	97.32 ± 11.16	<0.001
Apariencia	58.21 ± 27.88	92.38 ± 12.38	<0.001
Satisfacción corrección	57.21 ± 27.98	88.37 ± 16.37	<0.001

Tabla 40. Categorías del cuestionario NEI RQL-42 en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00. Resultados expresados en puntuación.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el preoperatorio y el postoperatorio en todas las categorías estudiadas, siendo los resultados mejores en el postoperatorio en todos los casos.

7.3 COMPARATIVA ENTRE LA LENTE MONOFOCAL Y LA LENTE MULTIFOCAL EN EL CUESTIONARIO NEI RQL-42

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Visión clara	85.06 ± 21.54	85.85 ± 17.14	0.55
Expectativas	54.81 ± 37.39	66.86 ± 36.29	0.06
Visión de cerca	74.20 ± 21.64	87.11 ± 16.19	<0.001
Visión de lejos	86.00 ± 13.50	89.24 ± 12.13	0.20
Fluctuaciones diurnas	73.72 ± 26.74	72.19 ± 21.19	0.33
Limit en actividad	97.40 ± 7.04	96.98 ± 9.45	0.65
Deslumbramiento	70.67 ± 29.07	53.92 ± 32.72	<0.001
Síntomas	69.51 ± 22.30	76.29 ± 19.03	0.09
Depende corrección	54.72 ± 19.38	96.00 ± 8.54	<0.001
Preocupación visual	56.97 ± 33.16	56.69 ± 28.61	0.83
Corrección subóptima	90.39 ± 14.98	97.32 ± 11.16	<0.001
Apariencia	85.26 ± 19.60	92.38 ± 12.38	0.02
Satisfacción corrección	87.31 ± 23.10	88.37 ± 16.37	0.54

Tabla 41. Comparativa entre la lente monofocal y la lente multifocal de los resultados del cuestionario NEI RQL-32 en las diferentes categorías estudiadas a los tres meses de la cirugía.

Al comparar una lente frente a la otra, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en varias categorías. En la visión de cerca, dependencia de la corrección, corrección subóptima y apariencia los resultados fueron significativamente mejor en el grupo de la lente multifocal. Mientras que en la categoría de deslumbramiento también hubo diferencias significativas estando los mejores resultados en el grupo de la lente monofocal.

8. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La sensibilidad al contraste fue estudiada con dos test diferentes por lo dividimos los resultados en dos grupos según el test utilizado.

8.1 TEST DE PELLI-ROBSON

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular cc VL	1.70 ± 0.19	1.66 ± 0.20	0.26
Binocular cc VL	1.89 ± 0.14	1.83 ± 0.23	0.06
Monocular Ad VI	1.70 ± 0.22	1.64 ± 0.20	0.08
Binocular Ad VI	1.91 ± 0.10	1.86 ± 0.15	0.01
Monocular Ad VP	1.67 ± 0.20	1.68 ± 0.21	0.76
Binocular Ad VP	1.84 ± 0.14	1.85 ± 0.19	0.81

Tabla 42. Comparativa entre ambos grupos de lentes de los resultados de la sensibilidad al contraste con el test de Pelli-Robson. Resultados expresados en unidades logarítmicas.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de la lente monofocal y la lente multifocal al analizar la sensibilidad al contraste de manera binocular con la adición de la visión intermedia, obteniéndose mejores resultados de sensibilidad al contraste con la LIO monofocal Tecnis® ZCB00.

8.2 TEST CSV-1000®

Los resultados los dividimos en cuatro grupos según las condiciones de iluminación en las que se realizó la prueba: fotópica, fotópica con *glare*, mesópica y mesópica con *glare*.

En cada grupo se analizan cuatro frecuencias espaciales (A, B, C y D) tanto de forma monocular como binocular.

8.2.1 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA

FOTÓPICA	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular A	1.61 ± 0.18	1.55 ± 0.28	0.16
Monocular B	1.84 ± 0.22	1.69 ± 0.21	<0.001
Monocular C	1.43 ± 0.26	1.33 ± 0.24	0.02
Monocular D	0.99 ± 0.29	0.90 ± 0.25	0.04
Binocular A	1.70 ± 0.15	1.65 ± 0.25	0.17
Binocular B	1.96 ± 0.20	1.84 ± 0.20	<0.001
Binocular C	1.56 ± 0.23	1.50 ± 0.21	0.06
Binocular D	1.12 ± 0.26	1.05 ± 0.25	0.16

Tabla 43. Comparativa de sensibilidad al contraste con el test de CSV-1000® bajo condiciones de iluminación fotópica. Resultados expresados en unidades logarítmicas.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de ambas lentes en monocular para las frecuencias B, C y D y en binocular para la frecuencia B, siendo en todos ellos la sensibilidad al contraste mejor en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00.

8.2.2 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN FOTÓPICA CON *GLARE*

FOTÓPICA CON <i>GLARE</i>	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular A	1.52 ± 0.26	1.50 ± 0.25	0.65
Monocular B	1.78 ± 0.30	1.68 ± 0.19	0.01
Monocular C	1.38 ± 0.30	1.31 ± 0.33	0.17
Monocular D	0.99 ± 0.27	0.89 ± 0.27	0.03
Binocular A	1.62 ± 0.15	1.56 ± 0.23	0.09
Binocular B	1.90 ± 0.17	1.78 ± 0.17	<0.001
Binocular C	1.49 ± 0.18	1.47 ± 0.22	0.73
Binocular D	1.11 ± 0.19	1.03 ± 0.21	0.04

Tabla 44. Comparativa de sensibilidad al contraste con el test de CSV-1000® bajo condiciones de iluminación fotópica con *glare*. Resultados expresados en unidades logarítmicas.

Se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de ambas lentes tanto en monocular como binocular para las frecuencias espaciales B y D, con mejor sensibilidad al contraste en el grupo de la lente monofocal ZCB00® en todos los casos.

8.2.3 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA BAJA

MESÓPICA BAJA	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular A	1.46 ± 0.19	1.39 ± 0.20	0.04
Monocular B	1.59 ± 0.26	1.46 ± 0.28	<0.001
Monocular C	1.01 ± 0.32	0.87 ± 0.36	0.02
Monocular D	0.53 ± 0.34	0.42 ± 0.32	0.04
Binocular A	1.58 ± 0.16	1.53 ± 0.23	0.13
Binocular B	1.72 ± 0.19	1.56 ± 0.20	<0.001
Binocular C	1.16 ± 0.30	0.92 ± 0.36	<0.001
Binocular D	0.74 ± 0.30	0.52 ± 0.30	<0.001

Tabla 45. Comparativa de sensibilidad al contraste con el test de CSV-1000® bajo condiciones de iluminación mesópica. Resultados expresados en unidades logarítmicas.

En cuanto a los resultados obtenidos por ambas lentes, se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las frecuencias estudiadas tanto de forma monocular como binocular a excepción de binocular en frecuencia A que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. Los resultados obtenidos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00 vuelven a ser mejores.

8.2.4 CSV-1000® BAJO CONDICIONES DE ILUMINACIÓN MESÓPICA BAJA CON GLARE

MESÓPICA BAJA CON GLARE	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Monocular A	1.41 ± 0.18	1.33 ± 0.24	0.02
Monocular B	1.49 ± 0.33	1.16 ± 0.53	<0.001
Monocular C	0.84 ± 0.36	0.57 ± 0.42	<0.001
Monocular D	0.45 ± 0.35	0.29 ± 0.27	<0.001
Binocular A	1.54 ± 0.17	1.45 ± 0.21	0.02
Binocular B	1.60 ± 0.23	1.45 ± 0.34	<0.001
Binocular C	1.07 ± 0.39	0.73 ± 0.41	<0.001
Binocular D	0.62 ± 0.26	0.39 ± 0.32	<0.001

Tabla 46. Comparativa de sensibilidad al contraste con el test de CSV-1000® bajo condiciones de iluminación mesópica con *glare*. Resultados expresados en unidades logarítmicas.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas al analizar los resultados entre la lente monofocal y la lente multifocal en todas las frecuencias estudiadas tanto de forma monocular como binocular, siendo los resultados en todos los casos mejores en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00.

9. VELOCIDAD LECTORA

Se analizaron los resultados de las siguientes categorías: agudeza lectora (LogRAD), número de sílabas incorrectas, puntuación de agudeza lectora en LogRAD o LogRAD score, velocidad de lectura máxima (vel lectura máxima), velocidad de lectura media (vel lectura media) y tamaño de letra crítico.

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
Agudeza lectora	0.07 ± 0.07	0.10 ± 0.13	0.20
Nº sílabas incorrectas	3.35 ± 3.48	1.82 ± 2.70	0.01
LogRAD score	0.08 ± 0.07	0.11 ± 0.13	0.30
Vel lectura máxima	189.80 ± 42.29	196.95 ± 48.66	0.27
Vel lectura media	144.14 ± 24.81	152.00 ± 39.35	0.28
Tamaño letra crítico	0.17 ± 0.09	0.20 ± 0.15	0.26

Tabla 47. Comparativa del test Radner-Vissum entre ambos tipos de lentes a los tres meses de la cirugía. La agudeza lectora, el LogRAD score y el tamaño de letra crítico se expresan en la escala LogRAD. La velocidad lectora se expresa en palabras por minuto.

Solo se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar ambas lentes en el número de sílabas incorrectas, siendo el valor mayor en el grupo de la lente monofocal.

10. HALOMETRÍA

Con el software Halo v1.0® se analizaron los siguientes parámetros: índice de alteración lineal (I Alt lineal), índice de alteración cuadrática (I Alt cuadrática), índice de discriminación lineal (I Discr lineal) e índice de discriminación cuadrática (I Discr cuadrática).

	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
I Alt lineal	0.27 ± 0.12	0.34 ± 0.21	0.02
I Alt cuadrática	0.22 ± 0.12	0.29 ± 0.21	0.02
I Discr lineal	0.74 ± 0.13	0.66 ± 0.21	0.02
I Discr cuadrática	0.78 ± 0.12	0.71 ± 0.21	0.03

Tabla 48. Comparativa de la halometría entre la lente monofocal y la lente multifocal.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todos los parámetros estudiados en la halometría, siendo en todos los casos mejor la discriminación de los estímulos periféricos y por tanto menor la influencia de los halos en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00.

11. CURVA DE DESENFQUE

En este apartado analizamos las curvas de desenfoque con cada lente por separado, tanto de forma monocular como binocular. Después haremos una comparativa entre ambos tipos de lentes.

11.1 GRUPO 1: LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00

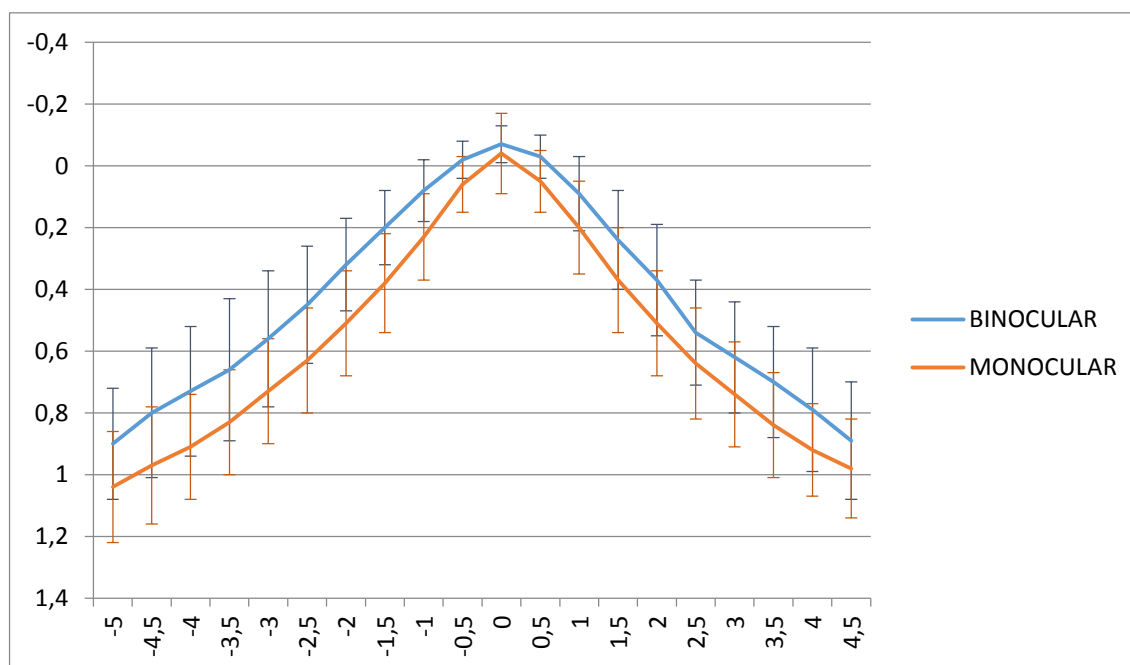


Figura 29. Curvas de desenfoque obtenidas con la lente monofocal Tecnis® ZCB00, tanto en binocular como monocular. En el eje de ordenadas se expresan los valores de AV en escala LogMAR. Valores en el eje de abscisas se expresan en dioptrías.

Los resultados de la curva de desenfoque para este lente monofocal fueron los esperables, ya que es una lente que aporta un único punto focal, obteniendo buena visión en lejos, por lo que la mejor agudeza visual se encuentra en el punto de graduación neutra, tanto en

binocular como monocular. Existen diferencias estadísticamente significativas en todos los puntos estudiados con mejores resultados en la curva realizada de forma binocular.

11.2 GRUPO 2: LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00

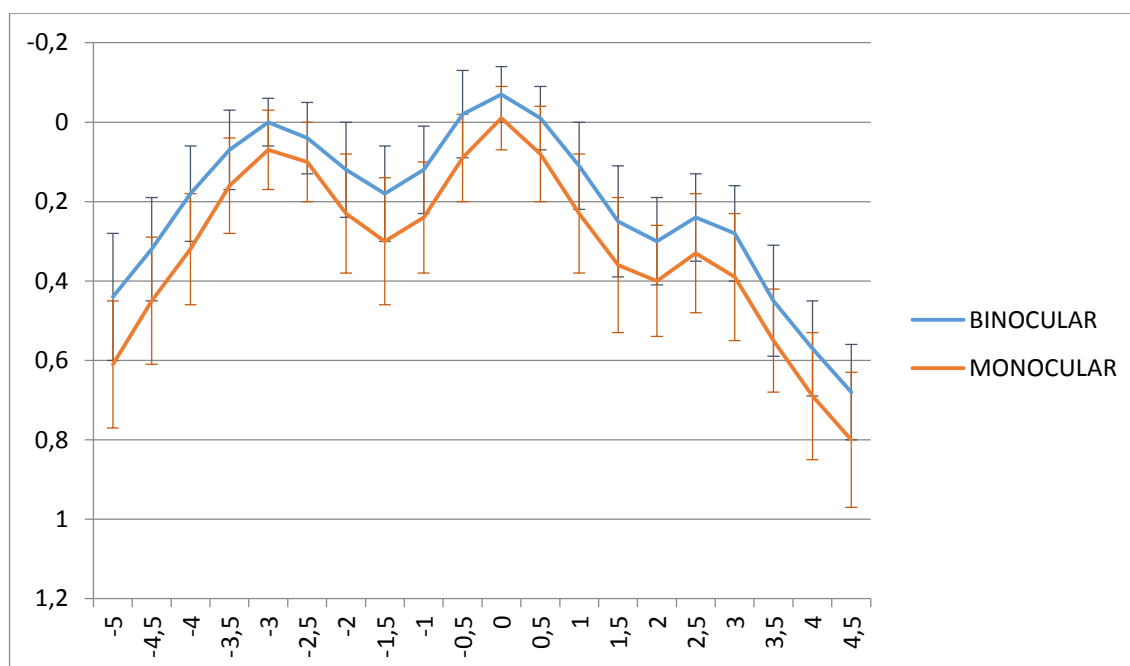


Figura 30. Curvas de desenfoque obtenidas con la lente multifocal Tecnis® ZMB00, tanto en binocular como monocular. En el eje de ordenadas se expresan los valores de AV en escala LogMAR. Valores en el eje de abscisas se expresan en dioptrías.

Los resultados de la curva de desenfoque para la lente Tecnis® ZMB00 también fueron los esperables. Se trata de una lente bifocal por lo que la curva adquiere el patrón en “doble joroba”, con buena visión en lejos y cerca, pero sacrificando la visión intermedia, tanto en binocular como monocular. Al igual que con la lente monofocal existen diferencias estadísticamente significativas, siendo los resultados mejores en la curva realizada de forma binocular.

11.3 COMPARATIVA DE LAS CURVAS DE DESENFQUE DE LA LENTE MONOFOCAL TECNIS® ZCB00 Y LA LENTE MULTIFOCAL TECNIS® ZMB00

11.3.1 BINOCULAR

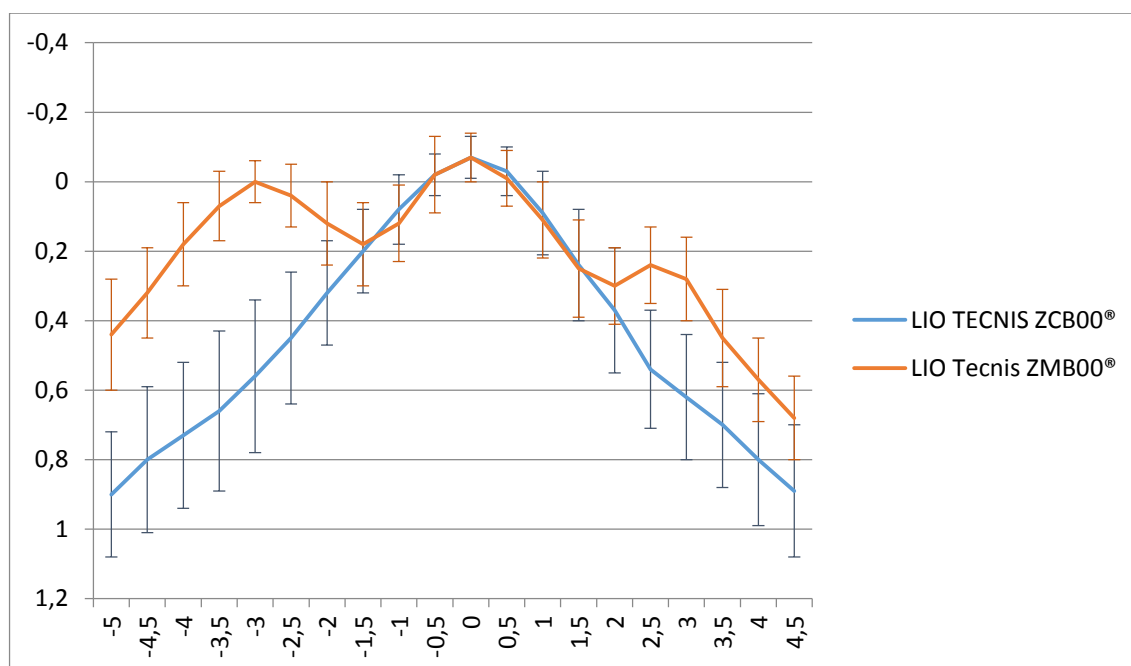


Figura 31. Comparativa de las curvas de desenfoque obtenidas con la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y con la lente multifocal Tecnis® ZMB00 en binocular. En el eje de ordenadas se expresan los valores de AV en escala LogMAR. Valores en el eje de abscisas se expresan en dioptrías.

11.3.2 MONOCULAR

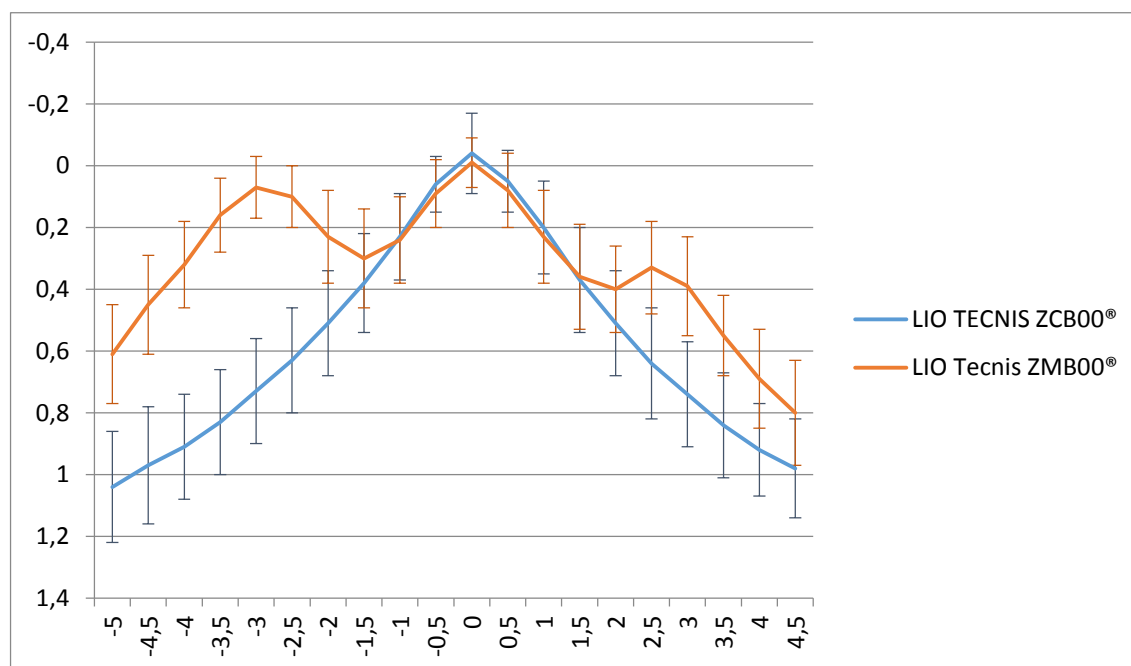


Figura 32. Comparativa de las curvas de desenfoque obtenidas con la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y con la lente multifocal Tecnis® ZMB00 en monocular. En el eje de ordenadas se expresan los valores de AV en escala LogMAR. Valores en el eje de abscisas se expresan en dioptrías.

Tanto en binocular como en monocular al comparar las curvas de desenfoque de ambas lentes se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todos los puntos estudiados, excepto en la zona central de la curva, que corresponde con la visión lejana, donde no se encontraron diferencias.

DISCUSIÓN

En la discusión vamos a analizar los datos siguiendo el orden del capítulo de resultados: características demográficas, características preoperatorias, agudeza visual, refracción manifiesta, aberraciones ópticas, pupilometría, cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual, sensibilidad al contraste, velocidad lectora, halometría y por último curvas de desenfoque.

1. DISCUSIÓN RESPECTO A LAS CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS

Los pacientes incluidos en nuestro estudio compartían unas características ya que debían de cumplir con unos criterios de inclusión y exclusión expuestos previamente.

En cuanto a los criterios de inclusión Vigolo et al.⁷³ determinaron unos criterios similares a los de nuestro estudio: astigmatismo corneal menor de 1.00 dioptría, longitud axial entre 22.00 y 24.00 mm y ausencia de enfermedad ocular asociada. Al igual que Ngo et al.⁷⁴ que establecieron como criterios de inclusión cataratas con repercusión visual, ausencia de enfermedad ocular y establecieron el límite del astigmatismo algo superior, en menos de 2.00 dioptrías.

Incluir a pacientes con astigmatismo superior puede suponer la necesidad de implantar una lente tórica para alcanzar resultados satisfactorios, no siendo este tipo de lentes objetivo de nuestro estudio. En cuanto a la longitud axial, en nuestro estudio el rango fue de +17.00 a +27.00 dioptrías, mayor que en el estudio de Vigolo et al., excluyendo con este rango defectos refractivos elevados, que pueden asociar otras patologías oftalmológicas, debiendo estas estar ausentes, tanto en nuestro estudio como en el de Vigolo et al. y el de Ngo et al. Otro de los criterios de inclusión de nuestro estudio fue la presencia de catarata quirúrgica con agudeza visual mejor corregida para la visión lejana mayor de 0.6 con la

escala LogMAR, como en el estudio de Ngo et al. que incluyen cataratas con repercusión visual, ya que la comparativa entre el preoperatorio y el postoperatorio puede ser diferente si analizamos pacientes con cristalino transparente, catarata incipiente o catarata con afectación visual.

El estudio de De Medeiros et al.⁷⁵ presenta unos criterios de exclusión similares al de nuestro estudio: existencia de enfermedad corneal, retiniana o de nervio óptico, cirugía ocular o refractiva previa, analfabetismo, miopía axial alta, astigmatismo corneal mayor de 1.00 dioptría y complicaciones intraoperatorias o postoperatorias.

El grupo de Chaves et al.⁷⁶ también siguió unos criterios de exclusión prácticamente iguales: existencia de cualquier otra enfermedad ocular, cirugía ocular previa, miopía axial alta, astigmatismo corneal mayor de 1.00 dioptría y complicaciones intraoperatorias o postoperatorias.

En nuestro estudio también se excluyó la presencia de otras patologías oculares y de cirugía intraocular y corneal previa, ya que los resultados pueden ser diferentes en presencia de las mismas, pudiendo no alcanzar la satisfacción visual por estas condiciones, independientemente del tipo de lente implantada. Otro de los criterios de exclusión en común con estos estudios fue la presencia de complicaciones intraoperatorias y postoperatorias, por el mismo motivo, los resultados no son comparables al de los otros pacientes del estudio. En nuestro caso, tuvimos una complicación intraoperatoria (desinserción zonular) y otra postoperatoria (edema macular cistoide), siendo estos pacientes excluidos del análisis estadístico de los resultados. Al igual que en el estudio de De Medeiros et al. en nuestro estudio debían tener un mínimo nivel educacional, como saber leer, para poder realizar las pruebas que comprendían el estudio.

Nuestro estudio fue realizado en pacientes que tenían que presentar catarata bilateral quirúrgica según la clasificación LOCS III y edad menor de 70 años, pese a esta última condición la edad media de nuestros pacientes fue elevada, siendo de 60.67 ± 8.03 en el grupo de la lente monofocal y de 63.39 ± 6.29 en el grupo de la multifocal.

Aunque son pacientes con una exploración oftalmológica normal tienen una edad elevada por lo que puede haber diferencias con estudios que incluyen pacientes de menor edad, ya que las lentes multifocales no sólo se implantan en pacientes con catarata, sino que cada vez es más frecuente emplearlas en población con cristalino transparente para disminuir la dependencia de las gafas.

Con la misma lente multifocal que en nuestro estudio, Tecnis® ZMB00, Chang JSM.⁷⁷ publicó un estudio prospectivo realizado en pacientes con presbicia. A los 6 meses de seguimiento la agudeza visual monocular en lejos fue de 0.01 ± 0.12 , intermedia 0.26 ± 0.17 y cercana 0.09 ± 0.08 , siendo mejores en binocular. Un 58% presentaron halos y deslumbramiento y un 83% independencia de las gafas.

Frings et al.⁷⁸ publicaron un estudio de 32 ojos, tanto miopes como hipermetrôpes con una edad media de 31 ± 6 años, más jóvenes que en nuestro estudio, en los que se realizó cirugía refractiva con cristalino transparente y se implantó una lente bifocal refractodifractiva Acri.LISA® 366/809 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania) sin encontrarse diferencias en la visión en cerca entre los miopes y los hipermetrôpes al año de seguimiento, siendo la visión intermedia más baja pero también sin diferencias entre ambos grupos.

En otro estudio, realizado por Joshi RS.⁷⁹ se evalúan diferentes parámetros al comparar una lente multifocal difractiva con una lente pseudoacomodativa tras la cirugía de catarata en edad pre-présbita, por lo tanto con una edad media inferior a nuestro estudio, de 22 a 35 años. A los 6 meses de la cirugía la agudeza visual lejana fue similar en ambos grupos,

siendo de 0.13 ± 0.10 en escala LogMAR en el grupo de la lente multifocal difractiva y de 0.14 ± 0.10 en el grupo de la lente pseudoacomodativa. Si hubo diferencias en la visión cercana, siendo mejor en el grupo de la lente multifocal difractiva con 0.09 ± 0.10 frente a 0.39 ± 0.20 en el grupo de la lente pseudoacomodativa. En cuanto a la sensibilidad al contraste se mantuvo adecuada en ambos grupos, a diferencia del deslumbramiento y los halos que fue mayor en el grupo de la lente multifocal. En cuanto a la independencia de las gafas fue mayor en el grupo de la lente multifocal.

Además del empleo de las lentes multifocales en cirugía de catarata en edad adulta y cirugía refractiva también hay estudios sobre su implante tras la extracción de una catarata pediátrica. Así Ram et al.⁸⁰ hicieron una comparativa entre lentes monofocales y multifocales implantadas en niños mayores de 5 años (rango de edad entre los 5 y los 12 años) tras cirugía de catarata infantil. En ambos grupos mejoró la agudeza visual lejana, pero en el grupo de la lente multifocal se obtuvieron mejores niveles de estereopsis y de independencia de las gafas. Tras un seguimiento de 1 año no encontraron diferencias en la incidencia de opacidad de cápsula posterior. Llegaron a la conclusión de que el implante de una lente multifocal es una opción viable tras cirugía de catarata bilateral en niños mayores de 5 años.

Otros estudios como el de Jacobi et al.⁸¹ mostraron resultados favorables en el uso de las lentes multifocales como alternativa a las lentes monofocales en la edad pediátrica. Cristobal et al.⁸² también obtuvieron resultados satisfactorios tras analizar una lente multifocal apodizada implantada tras cirugía de catarata unilateral en niños de 4 a 6 años de edad, postulándola como una alternativa a la lente monofocal.

En cuanto a la distribución por sexos en nuestro estudio es mayor el número de mujeres estudiadas, siendo la relación hombre:mujer de 13:17 en el grupo de la lente monofocal y de 20:25 en el grupo de la lente multifocal. Esta mayoría de mujeres no debería artefactar el estudio ya que no hay diferencias por sexo en los campos estudiados.

Existen estudios en los que la proporción hombre:mujer es igual y otros, como en nuestro caso, en los que la muestra no es similar.

2. DISCUSIÓN RESPECTO A LAS CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS

En nuestro estudio la potencia de la lente debía estar entre +17.00 y +27.00 dioptrías, por lo que la longitud axial también estaba acotada.

La media de la longitud axial fue de 23.12 ± 0.81 en el grupo de la lente monofocal y de 23.51 ± 1.00 en el de la lente multifocal, con una media de la potencia de la lente de 22.72 ± 2.26 en la lente monofocal y de 22.32 ± 2.83 en el de la multifocal.

Hay un estudio publicado por Ogawa et al.⁸³ sobre la lente bifocal de Tecnis, implantándose o bien la Tecnis® ZMB00 o la Tecnis® ZMA00 (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU), que son la misma lente de Tecnis, únicamente diferenciándose en el diseño, siendo la Tecnis® ZMB00 monobloque y la Tecnis® ZMA00 3 piezas. Los pacientes se dividieron en dos grupos estratificados por la longitud axial: el primer grupo estaba formado por los pacientes con longitud axial mayor o igual a 26 mm y el segundo grupo por aquellos con longitud axial menor de 26 mm. A los 12 meses de seguimiento no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual en lejos y cerca entre

ambos grupos, llegando a la conclusión de que se pueden obtener buenas agudezas visuales tras la implantación de esta lente en ojos con longitudes axiales largas.

Posteriormente Zhu et al.⁸⁴ realizaron un estudio con la misma lente, Tecnis® ZMB00, con 28 ojos miopes y 56 emétopes. Tras 1 año de seguimiento, al igual que en el estudio previo, la agudeza visual lejana y cercana fue similar entre ambos grupos. Sin embargo, en el grupo de los ojos con longitud axial larga hubo mayor descentramiento inferior en el saco capsular y mayor cantidad de síntomas subjetivos evaluados por un cuestionario de calidad visual.

El grupo de Alfonso et al.⁶⁴ llevaron a cabo un estudio prospectivo en 172 ojos hipermétropes a los que se les implantó la lente AcrySof® ReSTOR Natural SN60D3 (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU). Los pacientes se dividieron en dos grupos, uno formado por pacientes con hipermetropía alta y el otro por aquellos pacientes con hipermetropía baja. Tanto los resultados de la agudeza visual lejana y cercana, como los de la sensibilidad al contraste fueron mejores en los ojos con hipermetropía baja, y por lo tanto, mayor longitud axial.

Poco tiempo después, Alfonso et al.⁸⁵ realizaron el mismo estudio, con una muestra similar (152 ojos) con la misma lente (AcrySof® ReSTOR Natural SN60D3) pero en esta ocasión comparando ojos con miopía alta y miopía baja. Al igual que en el caso de los pacientes con hipermetropía, también se encontraron mejores resultados en el grupo de los ojos con miopía baja, y por lo tanto, menor longitud axial.

3. DISCUSIÓN RESPECTO A LA AGUDEZA VISUAL

La evaluación de la agudeza visual tras el implante de las diferentes lentes intraoculares en nuestro estudio la realizamos en lejos bajo condiciones de iluminación fotópica, fotópica con *glare*, mesópica alta y mesópica alta con *glare*, en distancia intermedia y en cerca.

La agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica en monocular sin corrección fue de 0.17 ± 0.11 en el grupo de la lente monofocal y de 0.03 ± 0.11 en el de la lente multifocal, siendo los valores con corrección de -0.03 ± 0.06 y -0.02 ± 0.08 respectivamente. Los niveles de agudeza visual fueron mejores al corregirles el defecto refractivo y cuando la evaluación se realizaba en binocular. No se encontraron diferencias entre ambos grupos.

Bautista et al.⁸⁶ en un estudio realizado con la LIO Tecnis® ZMB00 obtuvieron una agudeza visual lejana monocular no corregida al mes de la cirugía bajo condiciones de iluminación fotópica de 0.12 ± 0.02 y una agudeza visual lejana con corrección de 0.04 ± 0.00 , mejorando a los 2 meses de la cirugía, con valores 0.08 ± 0.01 sin corrección y de 0.02 ± 0.00 con corrección, asociando esta mejora a la neuroadaptación. Las medias de nuestro estudio son algo mejores. A pesar de estos valores más bajos, la satisfacción del paciente en términos de agudeza visual y de fenómenos disfotópsicos fue excelente.

Chang et al.⁸⁷ realizaron un recambio de lente intraocular refractiva por una lente intraocular difractiva bifocal Tecnis® ZMB00. La agudeza visual lejana monocular sin corrección fue de 0.01 ± 0.12 , muy similar a nuestro estudio. El 80% mostraron independencia de las gafas.

Al comparar los resultados con la LIO FineVision®, Cochener B.⁸⁸ determinó una agudeza visual lejana binocular sin corrección de 0.04 ± 0.05 en el grupo de la Tecnis® ZMB00 y de

0.02 ± 0.04 en el grupo de la lente FineVision®, siendo ambos resultados algo peores que los obtenidos en nuestro estudio por la lente Tecnis® ZMB00 que fueron de -0.04 ± 0.08 .

El estudio realizado por Chang et al.⁸⁹ en el que a los pacientes que se les implanta la LIO Tecnis® ZMB00 tienen hecho previamente un LASIK. En este caso la media de la agudeza visual lejana monocular no corregida fue de 0.13 ± 0.15 y en binocular de 0.00 ± 0.10 . En este caso los valores de agudeza visual inferiores a nuestro estudio se pueden deber a que en nuestro estudio era un requisito no tener ningún tipo de cirugía ocular o refractiva previa. Se obtuvieron buenos resultados de satisfacción e independencia de las gafas.

Martínez de la Casa et al.⁹⁰ publicaron un estudio con 50 pacientes sometidos a cirugía de catarata con implante bilateral de dos tipos de lentes intraoculares trifocales: a un grupo se le implantó la lente FineVision® y al otro grupo la lente AT LISA® tri 839MP®. La agudeza visual lejana con corrección bajo condiciones de iluminación fotópica a los 3 meses de la cirugía fue de 0.05 ± 0.06 en el grupo de la FineVision® y de -0.04 ± 0.11 en el grupo de la AT LISA® tri 839MP, sin diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, al igual que tampoco se encontraron al estudiar las curvas de desenfoque y la sensibilidad al contraste. En nuestro estudio la agudeza visual lejana con corrección bajo condiciones de iluminación fotópica con la lente Tecnis® ZMB00 es algo mejor que con estas lentes trifocales, siendo en nuestro caso de -0.02 ± 0.08 .

En cuanto a la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica con *glare* fue similar en ambos grupos, sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes al mes de la cirugía. En monocular sin corrección fue de 0.02 ± 0.11 en ambos grupos.

No hemos encontrado literatura sobre el estudio de la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica con *glare*.

A continuación analizamos la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta. En nuestro estudio, al comparar la lente monofocal y multifocal, encontramos diferencias estadísticamente significativas en binocular sin corrección, monofocal 0.13 ± 0.11 versus multifocal 0.18 ± 0.12 , y monocular con corrección, monofocal 0.16 ± 0.11 versus multifocal 0.22 ± 0.12 , siendo en ambos casos la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica mejor en el grupo de la monofocal.

Chang DH.⁹¹ realizó un estudio con 16 pacientes que tras la facoemulsificación se les implantó una lente Tecnis® ZMB00. Al igual que en nuestro estudio la agudeza visual mejoró tras la cirugía, tanto en condiciones fotópicas como mesópicas, de forma binocular y monocular sin corrección y con corrección. En nuestro estudio se parte de una agudeza visual lejana en condiciones mesópicas monocular sin corrección de 0.73 ± 0.30 y tras la cirugía es de 0.27 ± 0.15 .

Otro estudio que analiza la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica es el de Schmickler et al.⁷⁰ que implantó la lente Tecnis® ZMB00 a 52 pacientes y determinó que la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación fotópica fue de 0.02 ± 0.10 sin corrección y de -0.05 ± 0.08 con corrección, reduciéndose a 0.07 ± 0.10 sin corrección y 0.00 ± 0.09 con la mejor corrección si las condiciones de iluminación eran mesópicas. En nuestro estudio se pasa de una agudeza visual lejana no corregida en condiciones fotópicas de 0.03 ± 0.11 a 0.27 ± 0.15 en condiciones mesópicas. Al igual que en el estudio de Schmickler et al. la agudeza visual lejana disminuye bajo condiciones de iluminación mesópica.

El estudio realizado por García-Pérez et al.⁹² analiza los resultados de agudeza visual en diferentes condiciones de iluminación tras cirugía de catarata en 116 ojos con implante bilateral de la lente AcrySof® IQ PanOptix (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU). Obtuvieron una media de agudeza visual lejana binocular sin corrección de 0.03 en condiciones fotópicas al mes de la cirugía, siendo los resultados similares en condiciones mesópicas. Además encontraron buenos valores de sensibilidad al contraste tanto en condiciones fotópicas como mesópicas. Un 3.4% de los pacientes estuvieron insatisfechos con su visión tras la cirugía y un 94.8% mostraron independencia de las gafas. Los valores similares de agudeza visual lejana en condiciones fotópicas y mesópicas sugieren una baja dependencia pupilar para la distribución de la luz. En nuestro estudio, con la lente Tecnis® ZMB00 si encontramos diferencias entre la agudeza visual lejana binocular sin corrección, siendo en condiciones fotópicas de -0.04 ± 0.08 y en condiciones mesópicas de 0.18 ± 0.12 , siendo más baja en condiciones mesópicas, lo que puede justificarse por la necesidad de buenas condiciones de iluminación para obtener un pleno rendimiento de este tipo de lentes.

El siguiente punto que analizamos en nuestros resultados es la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica alta con *glare*. En el presente estudio no encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar la lente monofocal con la lente multifocal al mes de la cirugía, con valores en monocular sin corrección de 0.24 ± 0.17 en la lente monofocal y de 0.33 ± 0.22 en la multifocal. Estos resultados podrían justificarse por el limitado tamaño muestral.

No se han encontrado más publicaciones científicas sobre el análisis de la agudeza visual lejana bajo condiciones de iluminación mesópica con *glare*.

A continuación estudiamos la agudeza visual intermedia bajo condiciones de iluminación fotópica siendo en monocular sin corrección de 0.23 ± 0.17 para la lente Tecnis® ZMB00 y de 0.34 ± 0.19 en monocular con la corrección de la visión lejana. Al comparar ambas lentes encontramos diferencias estadísticamente significativas tanto en monocular como binocular sin corrección y con la corrección de lejos, siendo mejor la agudeza visual intermedia en el grupo de la lente multifocal. Como era de esperar, no encontramos diferencias si añadíamos la adición intermedia tanto en monocular como binocular, siendo en monocular de 0.03 ± 0.11 en el grupo de la monofocal y de 0.03 ± 0.12 en el grupo de la multifocal.

Altemir et al.⁹³ realizan un estudio con 122 pacientes a los que se implanta la lente monofocal Tecnis® ZCB00 o la lente bifocal Tecnis® ZMB00. La agudeza visual intermedia con corrección de la visión lejana fue de 0.36 ± 0.14 en el grupo de la lente monofocal, y de 0.28 ± 0.16 en el grupo de la multifocal, encontrándose diferencias estadísticamente significativas, siendo mejor la agudeza visual en el grupo de la lente multifocal, al igual que en nuestro estudio que obtuvimos valores de 0.36 ± 0.15 para la lente monofocal y de 0.25 ± 0.17 para la multifocal. Los valores en el grupo de la lente multifocal fueron similares o ligeramente peores que en estudios previos con lentes difractivas multifocales^{91,94}, y también comparables con los resultados en un modelo anterior de lente multifocal de Tecnis, la Tecnis® ZM900 (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU)⁹⁵. En este estudio concluyeron que la agudeza visual lejana es similar en ambos grupos, siendo la agudeza visual intermedia y próxima mejor en el grupo de la lente multifocal. Además encontraron una correlación entre la calidad óptica de las lentes intraoculares y la agudeza visual.

Otro estudio realizado con la lente Tecnis® ZMB00 es el del grupo de Lubiński et al.⁹⁶ en el que a 40 ojos con catarata se les implantó bilateralmente esta lente. La agudeza visual

se evaluó a los 3 y 6 meses, siendo la agudeza visual intermedia binocular sin corrección de 0.12 ± 0.15 a los 3 meses de la cirugía y de 0.07 ± 0.11 a los 6 meses, con independencia de las gafas en el 85% de los casos, tanto a los 3 como a los 6 meses, obteniéndose altos niveles de satisfacción. Esta mejora de la agudeza visual entre los 3 y los 6 meses lo asocian a la neuroadaptación. En nuestro estudio la agudeza visual intermedia la analizamos al mes de la cirugía siendo de 0.13 ± 0.15 en binocular sin corrección, siendo un valor muy similar al de los 3 meses de este estudio.

Chaves et al.⁷⁶ compararon la lente Tecnis® ZMB00 con la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU) realizando un estudio en 74 ojos con implante de estos tipos de lentes tras cirugía de catarata. La agudeza visual intermedia con la corrección para la visión lejana fue de 0.54 en el grupo de la lente Tecnis® ZMB00 y de 0.17 en el grupo de la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1, siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Sin embargo el comportamiento para la visión intermedia en la curva de desenfoque fue similar en ambos grupos. En nuestro estudio la agudeza visual intermedia con la corrección de lejos fue de 0.25, siendo superior a la de la Tecnis® ZMB00 de este estudio pero inferior a la de la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1. Esa diferencia en cuanto a la agudeza visual intermedia se puede deber a que la lente Tecnis® ZMB00 tiene una adicción de +4.00 dioptrías y la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 de +3.00 dioptrías, proporcionándole mejor visión intermedia.

El estudio de Martínez de la Casa et al.⁹⁰, analiza la agudeza visual intermedia en dos tipos de lentes trifocales, siendo la agudeza visual intermedia con corrección para la visión de lejos de 0.25 ± 0.10 para la lente FineVision® y de 0.32 ± 0.09 para la lente AT LISA® tri 839MP, sin que se encontraran diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes. Aunque lo esperable es que la agudeza visual intermedia sea mejor en una lente trifocal que en una bifocal con adicción alta, la agudeza visual intermedia con corrección

para la visión de lejos es igual que la de la FineVision®, aunque con mayor desviación estándar (en nuestro estudio es de 0.25 ± 0.17).

El último apartado del estudio de la agudeza visual fue el análisis de la agudeza visual cercana bajo condiciones de iluminación fotópica, obteniendo una media de 0.12 ± 0.14 en monocular sin corrección para la lente Tecnis® ZMB00 y una media de 0.10 ± 0.13 en monocular con la corrección de la visión lejana. Al igual que ocurre con la visión intermedia, al comparar ambas lentes encontramos diferencias estadísticamente significativas tanto en monocular como binocular sin corrección y con la corrección de lejos, siendo mejor la agudeza visual cercana en el grupo de la lente multifocal. Si analizamos la agudeza visual próxima con la adición de la visión intermedia, tanto en monocular como binocular no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, siendo en monocular de 0.20 ± 0.14 en el grupo de la monofocal y de 0.16 ± 0.16 en el grupo de la multifocal.

Altemir et al.⁹³ al comparar las dos lentes utilizadas en nuestro estudio: Tecnis® ZCB00 y Tecnis® ZMB00 obtuvieron una agudeza visual cercana con la corrección para la visión lejana de 0.43 ± 0.21 en el grupo de la monofocal y de 0.15 ± 0.20 en el de la multifocal, con diferencias estadísticamente significativas, siendo mejor en el grupo de la lente multifocal, correlacionándose con mejor calidad óptica en la lente multifocal. En nuestro estudio la media de la agudeza visual cercana con la corrección de la visión lejana es de 0.51 ± 0.16 en el grupo de la Tecnis® ZCB00 y de 0.10 ± 0.13 en el grupo de la Tecnis® ZMB00 por lo que obtuvimos resultados similares, aunque ligeramente inferiores en ambos grupos. Los resultados obtenidos por Ye et al.⁹⁴ también fueron superiores a los obtenidos en nuestro estudio, ya que obtuvieron una media de agudeza visual cercana con la corrección de la visión lejana de 0.02 ± 0.11 en el grupo de la lente multifocal Tecnis®

ZMA00 (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) y de 0.55 ± 0.12 en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZA9003 (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU).

En el estudio de Chang JSM.⁷⁷ realizado en 36 pacientes con presbicia a los que se les practicó cirugía refractiva con implante de LIO Tecnis® ZMB00 a los 6 meses obtuvieron una media de agudeza visual cercana en monocular sin corrección de 0.09 ± 0.08 , mientras que la media en binocular sin corrección fue de 0.04 ± 0.06 . Llegó a la conclusión de que la implantación bilateral de esta lente en pacientes con presbicia con o sin catarata fue segura y produjo una visión satisfactoria con alta tasa de independencia de las gafas pero siendo comunes los halos y el deslumbramiento. Al compararlo con nuestro estudio vemos valores similares, con una media de agudeza visual cercana monocular sin corrección de 0.12 ± 0.14 y binocular sin corrección de 0.04 ± 0.09 .

Si analizamos un estudio en el que se compara una lente bifocal con una trifocal, como el realizado por Cochener B.⁸⁸, que compara la lente Tecnis® ZMB00 con la lente FineVision® apreciamos que obtuvo una agudeza visual cercana binocular sin corrección de 0.01 ± 0.00 en ambos grupos a los 6 meses. Por lo tanto no encontró diferencias en la visión cercana en ambos grupos, a diferencia de la visión lejana binocular sin corrección que fue algo mejor en el grupo de la FineVision®. En nuestro estudio la agudeza visual cercana en binocular sin corrección fue de 0.04 ± 0.09 , valor algo inferior a la de este estudio, pero hay que tener en cuenta que esta medida fue realizada al mes de la cirugía, y como demuestran otros estudios^{86,96} tras un periodo de tiempo la agudeza visual mejora, debido probablemente a la neuroadaptación.

Joshi RS.⁷⁹ realizó un estudio en pacientes con catarata de entre 22 y 35 años, a la mitad de ellos se les implantó una lente difractiva multifocal, y a la otra mitad una lente pseudoacomodativa. Los resultados de agudeza visual cercana sin corrección a los 6 meses fueron de 0.09 ± 0.10 en el grupo de la lente multifocal difractiva y de 0.39 ± 0.20

en el de la lente pseudoacomodativa, encontrándose una diferencia estadísticamente significativa, siendo la agudeza visual cercana mejor en el grupo de la lente multifocal difractiva. Llegó a la conclusión de que la agudeza visual tanto lejana como cercana fue mejor en el grupo de la lente multifocal difractiva al compararlo con la lente pseudoacomodativa. A pesar de que los pacientes de este estudio estaban en un rango de edad inferior, el valor medio de la agudeza visual cercana sin corrección con la lente difractiva multifocal fue similar al de la lente multifocal de nuestro estudio, que también es una lente difractiva.

Resultados similares a los de nuestro estudio obtuvieron el grupo de García-Pérez et al.⁹² que realizó un análisis de la LIO AcrySof® IQ PanOptix a corto plazo de seguimiento, en el que obtuvieron una agudeza visual cercana binocular sin corrección de 0.02 bajo condiciones de iluminación fotópica, siendo similar a la obtenida bajo condiciones de iluminación mesópica. Llegaron a la conclusión de que con la lente AcrySof® IQ PanOptix se lograron buenos resultados visuales a corto plazo con una satisfacción alta por parte del paciente.

4. DISCUSIÓN RESPECTO A LA REFRACCIÓN MANIFIESTA

Para incluir a los pacientes en el estudio debían seguir unos criterios de inclusión, que respecto a la refracción eran: astigmatismo corneal menor de 1 dioptría y potencia de la LIO entre +17.00 y +27.00 dioptrías, es decir, defectos de refracción no elevados.

Así en nuestro estudio partimos de una media de esfera para la lente Tecnis® ZMB00 de -0.85 ± 2.6 y de cilindro de -0.50 ± 0.57 , siendo la media del equivalente esférico de -1.12 ± 2.36 , la adición intermedia de 1.06 ± 0.53 y la adición cercana de 2.18 ± 0.93 .

En los parámetros estudiados hubo diferencias estadísticamente significativas al comparar el preoperatorio con el postoperatorio, y como era de esperar, los resultados fueron mejores tras la cirugía. La excepción fue la adición intermedia, donde no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre antes y después de la cirugía. Se podría justificar por las características ópticas de las lentes estudiadas.

Al comparar ambas lentes entre sí, solo encontramos diferencias estadísticamente significativas en la adición intermedia y la adición en cerca, siendo las dos menores en el grupo de la lente multifocal, con una adición intermedia de 1.42 ± 0.29 en el grupo de la monofocal y de 1.18 ± 0.49 en el de la multifocal y una adición en cerca de 2.45 ± 0.53 versus 0.32 ± 0.76 respectivamente. Debido a la bifocalidad de la lente Tecnis® ZMB00 la adición necesaria para el foco de cerca es mucho más baja en este grupo.

El estudio realizado por Lubiński et al.⁹⁶ sobre la LIO Tecnis® ZMB00 incluyó ojos hipermétropes con una media de equivalente esférico preoperatorio de 2.04 ± 0.74 , ojos miopes con -3.73 ± 1.90 de equivalente esférico y ojos emétropes. La media total del equivalente esférico preoperatorio fue de -0.26 ± 2.40 y tras la cirugía de 0.20 . En nuestro estudio, la media del equivalente esférico preoperatorio fue de -1.12 ± 2.36 , ligeramente más miope que en este estudio. El equivalente esférico tras la cirugía en nuestro estudio fue de -0.12 ± 0.36 . Este estudio concluye con que los buenos resultados obtenidos de visión lejana se deben al mínimo error refractivo residual.

Calvo-Sanz et al.⁹⁷ realizaron un estudio para determinar el comportamiento de dos lentes intraoculares bifocales refractivas de la misma plataforma pero con distinta adición para cerca. A la mitad de los pacientes les implantaron la lente Lentis® Mplus LS-313 MF20

(Oculentis, Berlín, Alemania) que tiene una adición de +2.00 dioptrías y a la otra mitad se les implantó la lente Lentis® Mplus LS-313 MF30 (Oculentis, Berlín, Alemania) con una adición de +3.00 dioptrías. A las 6 semanas la media del equivalente esférico fue de 0.12 ± 0.10 en el grupo de la adición de +2.00 D y de 0.10 ± 0.07 en el grupo de la adición de +3.00 D. No se encontraron diferencias entre ambos grupos. Nuestro estudio con la lente Tecnis® ZMB00, que tiene una adición de +4.00 D, mostró resultados similares, por lo que parece que no se producen diferencias en el equivalente esférico según la adición de la lente bifocal. Si hay diferencias en cuanto a la visión. El estudio concluye que la lente intraocular de alta adición proporciona una mejor agudeza visual cercana y la lente con una adición media proporciona una buena agudeza visual lejana e intermedia.

El grupo de Albarrán-Diego et al.⁹⁸ realizó un estudio en 86 ojos evaluando la utilidad de la refracción automática y queratometría mediante autorrefractómetro en comparación con la refracción manifiesta tras el implante de la lente refractiva multifocal Lentis® Mplus X (Oculentis, Berlín, Alemania). Se obtuvo buena correlación entre la esfera y el equivalente esférico entre ambos métodos, mientras que la correlación para el astigmatismo fue baja, siendo mejor entre la queratometría y la refracción manifiesta.

También hay estudios que comparan la refracción manifiesta tras la cirugía entre diferentes tipos de lentes intraoculares como es el de Lan et al.⁹⁹, que es un estudio retrospectivo con 60 ojos, de los cuales a 20 se les implantó la LIO acomodativa Tetraflex® (Lenstec Optical Group, Bedwas, Reino Unido), a otros 20 la LIO refractiva multifocal ReZoom® (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) y a los 20 restantes la LIO difractiva multifocal Tecnis® ZMA00. El equivalente esférico en el grupo de la Tetraflex® fue de -0.38 ± 0.54 , en el grupo de la ReZoom® de 0.14 ± 0.56 y en el de la Tecnis® ZMA00 de 0.35 ± 0.41 . En todos los casos el equivalente esférico, como en nuestro estudio, fue próximo a 0, objetivo que tienen la mayor parte de estudios con implante de lente intraocular. El estudio

concluyó que con los 3 tipos de lentes se puede obtener una buena agudeza visual lejana e intermedia sin corrección, siendo la agudeza visual cercana mejor en el grupo de la lente Tecnis® ZMA00.

5. DISCUSIÓN RESPECTO A LAS ABERRACIONES ÓPTICAS

En el presente estudio analizamos las principales aberraciones ópticas oculares, corneales e internas, tanto para pupila de 4 mm como de 6 mm. El análisis lo hicimos para la lente monofocal y multifocal, en el preoperatorio y en el postoperatorio al mes de la cirugía.

Al comparar el preoperatorio con el postoperatorio tanto para la lente monofocal Tecnis® ZCB00 como para la lente multifocal Tecnis® ZMB00 se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de las aberraciones ópticas estudiadas, especialmente para pupila de 4 mm. En los casos donde se encontraron diferencias las aberraciones disminuyeron tras la cirugía.

En cambio, al comparar los resultados postoperatorios al mes de la cirugía entre ambas lentes no encontramos diferencias entre ambos grupos, excepto en las aberraciones oculares para pupila de 4 mm donde los valores del trefoil y la aberración esférica fueron menores en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00, siendo la media del trefoil de 0.12 ± 0.09 en el grupo de la monofocal y de 0.09 ± 0.05 en el de la multifocal y la media de la aberración esférica de 0.03 ± 0.06 versus 0.01 ± 0.04 respectivamente.

Yamauchi et al.¹⁰⁰ hicieron un estudio para comparar el rendimiento visual entre lentes de la misma plataforma Tecnis®, para ello a un grupo de pacientes se les implantó una lente

monofocal Tecnis® ZA9003 o Tecnis® ZCB00 (la diferencia está en que la primera tiene un diseño 3 piezas y la segunda monobloque) y al otro grupo se les implantó una lente multifocal Tecnis® ZMA00 o Tecnis® ZMB00 (la primera es 3 piezas y la segunda monobloque). Estudiaron diferentes parámetros como la agudeza visual, la sensibilidad al contraste, la calidad visual a través del cuestionario NEI VFQ-25, el tamaño pupilar y las aberraciones oculares. Tanto en el tamaño pupila como en la aberrometría medidos a las 14 semanas mediante el analizador de frente de onda KR-1W® no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. En nuestro estudio también comparamos una lente monofocal y una multifocal de la plataforma Tecnis®. Al analizar las aberraciones oculares en pupila de 6 mm, al igual que en este estudio, no encontramos diferencias entre ambos grupos, pero si las analizamos en pupila de 4 mm obtuvimos diferencias en los valores del trefoil y la aberración esférica, siendo menores en el grupo de la lente multifocal Tecnis® ZMB00.

El grupo de Zhu et al.⁸⁴ realizaron un estudio para determinar la inclinación y el descentrado de la lente Tecnis® ZMB00 al comparar un grupo de ojos miopes frente a un grupo de ojos emétopes. Analizaron las aberraciones de alto orden con el aberrómetro OPD-Scan® III y encontraron peores datos en el grupo de los ojos miopes, al igual que con los síntomas subjetivos. En nuestro estudio participan ojos sin defecto de refracción elevado, por lo que no analizamos si hay diferencias entre diferentes defectos de refracción.

Otro estudio que analiza la inclinación y descentrado de lentes multifocales, pero en esta ocasión comparando la LIO Tecnis® ZMB00 con la LIO AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1, está realizado por el mismo grupo que el anterior. He et al.¹⁰¹ utilizaron el aberrómetro OPD-Scan® III y encontraron diferencias en la media de las aberraciones totales de alto orden oculares, el trefoil ocular, las aberraciones totales de alto orden internas y las aberraciones esféricas, que fueron más bajas en el grupo de la lente AcrySof® IQ ReSTOR

SN6AD1. En cuanto a la inclinación, en ambos grupos, fue directamente proporcional a las aberraciones totales de alto orden oculares, el coma y la aberración esférica, mientras que en el descentramiento solo se encontró una correlación positiva con las aberraciones totales de alto orden oculares, el coma y la aberración esférica en el grupo de la LIO Tecnis® ZMB00.

Cochener et al.¹⁰² realizaron un estudio comparando la lente difractiva trifocal AcrySof® IQ PanOptix, la lente difractiva trifocal FineVision® y la lente de rango extendido Tecnis® Symphony implantadas tras cirugía de catarata. No se encontraron diferencias entre los tres grupos en las aberraciones estudiadas. Al igual que en nuestro estudio, las aberraciones de alto orden, el coma y la aberración esférica tuvieron valores medios inferiores a 0.30 micras para pupila de 4 mm en ambos grupos de lentes, siendo los valores del coma y la aberración esférica menores de 0.16 micras. Llegaron a la conclusión de que las tres lentes proporcionan buena agudeza visual a todas las distancias, alto porcentaje de independencia de las gafas y poco o ningún impacto de los síntomas visuales en la vida diaria. La visión de cerca fue mejor en las dos lentes difractivas trifocales que en la de rango extendido.

Otro estudio realizado en una lente difractiva trifocal es el de Mojzis et al.⁶⁶ en el que analizaron 60 ojos de entre 42 a 76 años sometidos a cirugía de catarata bilateral e implante de la LIO AT LISA® tri 839MP. La agudeza visual mejoró en todas las distancias, con buenos resultados de visión intermedia sin sacrificar la visión lejana o cercana. Se estudiaron las aberraciones oculares, corneales e internas en pupila de 5 mm a los 6 meses. Se encontró un descenso de las aberraciones internas tras la cirugía. No encontraron diferencias en las aberraciones corneales, y en las aberraciones oculares solo las encontraron en el cómputo total de las aberraciones y en la aberración esférica. En nuestro estudio encontramos diferencias estadísticamente significativas en la comparativa

previa y posterior a la cirugía con la lente Tecnis® ZMB00 en todas las aberraciones internas estudiadas para pupila de 4 mm, mientras que para pupila de 6 mm encontramos diferencias en todas las aberraciones internas excepto en las aberraciones de cuarto orden, con una media de 1.22 ± 2.17 en el preoperatorio y de 0.84 ± 1.25 en el postoperatorio. Los resultados de las aberraciones corneales y oculares fue diferente.

Jun I et al.¹⁰³ realizaron un estudio con diferentes tipos de lentes intraoculares utilizando un aberrómetro de medición de frente de onda entrante que emplea el trazado de rayos secuencial iTrace® (Tracey Technologies Corporation, Houston, TX, EEUU). Midieron la aberración esférica total, corneal e interna en pupila de 6 mm a los 3 meses de la cirugía y se compararon la aberración esférica interna en pupilas de 3, 4, 5 y 6 mm. Para ello dividieron la muestra en tres grupos en función de la lente implantada. Al primer grupo se le implantó la LIO monofocal AcrySof® SN60AT (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU), al segundo grupo la lente monofocal AcrySof® IQ SN60WF y al tercer grupo la lente multifocal AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1. Las aberraciones internas en el primer grupo tuvieron un valor positivo. En el segundo grupo, la aberración interna fue de -0.18 ± 0.14 en pupila de 5 mm y de -0.23 ± 0.25 en pupila de 6 mm. La aberración interna en el tercer grupo fue de -0.07 ± 0.13 en pupila de 5 mm y de -0.17 ± 0.23 en pupila de 6 mm. Los valores medios de la aberración interna fueron menores en el grupo de la lente multifocal, tanto para pupila de 5 mm como de 6 mm. En nuestro estudio la aberración interna postoperatoria en la lente monofocal Tecnis® ZCB00 fue de -0.03 ± 0.06 para pupila de 4 mm y de 0.21 ± 0.87 para pupila de 6 mm. Y en la lente multifocal Tecnis® ZMB00 fue de -0.04 ± 0.05 para pupila de 4 mm y de 0.22 ± 0.83 para pupila de 6 mm. Por lo tanto, en nuestro estudio, para pupila de 4 mm la aberración interna si fue más pequeña en el grupo de la lente multifocal pero para pupila de 6 mm el valor más pequeño fue en la lente monofocal, así y todo, en ambos casos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes. Clásicamente se ha descrito que las aberraciones y la

sensibilidad al contraste en las lentes multifocales son peores que en las lentes monofocales^{104,105}, no demostrándose esto en nuestro estudio con respecto a las aberraciones.

6. DISCUSIÓN RESPECTO A LA PUPILOMETRÍA

En nuestro estudio el estudio pupilar lo realizamos con el analizador de frente de onda KR-1W® y con el pupilómetro de Colvard. Se realizaron las medidas preoperatorias y se compararon entre ambas lentes, sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Las medidas del diámetro y la dinámica pupilar se han convertido en una parte fundamental en el estudio preoperatorio de la cirugía con implante de lentes multifocales^{106,107}. Los diferentes diseños de las lentes multifocales junto con el tamaño pupilar pueden tener efectos en la visión, tanto objetiva como subjetiva^{108,109}.

Es bien sabido que con la edad se producen cambios en el tamaño pupilar¹¹⁰, además se ha encontrado que los iris marrones tienen una pupila mayor que los iris de otro color¹¹¹.

Schmickler et al.⁷⁰ midieron la pupila con un pupilómetro basado en sistema de infrarrojos bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica, tras 10 minutos de adaptación a las condiciones lumínicas, con una media de diámetro de 3.70 ± 0.90 mm en condiciones fotópicas y 5.20 ± 1.20 mm bajo condiciones mesópicas. En nuestro estudio partíamos de un diámetro pupilar en condiciones fotópicas de 3.13 ± 0.56 y en condiciones mesópicas de 4.59 ± 0.74 , por lo tanto algo más pequeño que en el estudio de Schmickler et al.

Prakash et al.¹¹² sugirieron que el desalineamiento entre el eje visual y el eje pupilar (ángulo Kappa) puede tener un papel en la aparición de fenómenos disfotópicos tras la implantación de lentes refractivas multifocales.

García-Bella et al.¹¹³ realizaron un estudio de 25 pacientes con cataratas en ambos ojos que tras la cirugía se implantó de forma bilateral la LIO difractiva apodizada Bi-Flex® M 677 MY (Medicontur, Zsámbék, Hungría). En este estudio también utilizaron el analizador de frente de onda KR-1W® para el estudio de las aberraciones ópticas y el tamaño pupilar. El diámetro pupilar medio en condiciones de iluminación mesópica fue de 4.58 ± 0.73 mm. En nuestro estudio, para la lente Tecnis® ZMB00 el mayor diámetro pupilar fue de 5.03 ± 0.84 , similar al del estudio de García-Bella et al. En este estudio encontraron una correlación positiva ($r=0.62$) significativa entre el diámetro pupilar y los fenómenos disfotópicos.

Pazo et al.¹¹⁴ realizaron un estudio en el que analizan cómo influye la pupila en los resultados visuales tras el implante de la lente SBL-3® (Lenstec Optical Group, Bedwas, Reino Unido), que es una LIO bifocal segmentada rotacionalmente asimétrica con un segmento de visión cercana en forma de sector que ofrece dos zonas de enfoque para una mejor profundidad de foco. El diámetro pupilar medio preoperatorio fue de 4.30 ± 0.30 en condiciones fotópicas y 5.60 ± 1.40 en mesópicas. Estos diámetros pupilares fueron disminuyeron progresivamente hasta alcanzar valores medios de 3.80 ± 0.70 y 4.90 ± 1.20 respectivamente a los 18 meses de la cirugía, encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los valores preoperatorios y postoperatorios a los 18 meses. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores de agudeza visual lejana, intermedia y cercana sin corrección según el tamaño pupilar pero si en el cuestionario de calidad visual, concluyendo que la pupila fotópica preoperatoria es un parámetro importante en este tipo de lente ya que las pupilas más pequeñas asocian un

impacto subjetivo negativo en el cuestionario de calidad visual. En nuestro estudio los diámetros pupilares preoperatorios bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica son más pequeños, siendo de 3.00 ± 0.68 en la lente monofocal y de 3.13 ± 0.56 en la lente multifocal para condiciones de iluminación fotópica y de 4.49 ± 1.02 frente a 4.59 ± 0.74 respectivamente para condiciones de iluminación mesópica.

Artigas et al.¹¹⁵ analizaron el comportamiento de cuatro lentes intraoculares en función del tamaño de la pupila. Las lentes incluidas fueron las lentes híbridas refractivas-difractivas AcrySof® ReSTOR SN60D3 y Tecnis® ZM900, la lente refractiva ReZoom® y la lente monofocal AcrySof® IQ SN60WF. El estudio se realizó en un modelo de ojo artificial que simulaba las condiciones in vivo. Los tamaños de las pupilas variaron entre 2 y 5 mm en pasos de 0.5 mm. Para la visión lejana y pupilas pequeñas (de 2 a 3.5 mm) la LIO refractiva ReZoom® aportó mejor calidad de la imagen, pero cuando la pupila era más grande, la visión lejana fue similar entre todas las lentes. Las dos lentes híbridas proporcionaron una calidad de imagen mejor que con la lente refractiva para la visión cercana con cualquier tamaño de pupila. De las dos lentes híbridas, la AcrySof® ReSTOR SN60D3 obtuvo mejor calidad de imagen en lejos y la Tecnis® ZM900 mejor calidad de la imagen en cerca. Con la lente monofocal AcrySof® IQ SN60WF que se utilizó de control se obtuvieron mejores resultados en la visión lejana que con cualquier LIO multifocal para todos los tamaños de pupila.

Salati et al.¹¹⁶ realizó un estudio para determinar el comportamiento de la lente multifocal AMO-Array® (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) en función del tamaño pupilar en 62 pacientes con un rango de edad de 70 a 86 años que se intervinieron de catarata bilateral y se les implantó esta lente multifocal. La muestra se dividió en dos grupos en función del diámetro pupilar preoperatorio. El grupo de la pupila pequeña tenía un diámetro pupilar de entre 2.5 y 2.9 mm y el grupo de la pupila grande un tamaño de entre 3 y 5 mm.

El grupo de la pupila pequeña obtuvo una agudeza visual lejana, tanto con corrección como sin corrección mejor tras la cirugía, pero la mejora de la agudeza visual cercana sin corrección en comparación con el grupo de la pupila grande, de hecho, fueron más dependientes para la gafa de cerca en comparación con los pacientes de pupila grande, siendo esta dependencia de 55.6% en pupila pequeña frente a 28.4% en pupila grande. Además, los pacientes con pupilas pequeñas presentaron menos fenómenos disfotópsicos y mayor satisfacción con los resultados visuales tras la cirugía.

7. DISCUSIÓN RESPECTO AL CUESTIONARIO DE CALIDAD DE VIDA SOBRE CALIDAD VISUAL NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE INSTRUMENT-42 (NEI RQL-42)

En nuestro estudio, con el cuestionario NEI RQL-42, tratamos de analizar la calidad de vida en relación con la calidad visual percibida por el paciente. Para ello realizamos el cuestionario antes y después de la cirugía para los dos tipos de lentes estudiadas.

Al comparar el prequirúrgico con el postquirúrgico, para la lente monofocal, encontramos diferencias estadísticamente significativas en todas las categorías, excepto en la corrección subóptima, que hace referencia a si el paciente ha tenido que utilizar una corrección que le era incómoda o no corregía su visión tan bien como otra pero le hacía verse mejor. En todas las categorías donde se encontraron diferencias, los resultados fueron mejores tras la cirugía. La visión clara fue la categoría cuya puntuación varió más entre el preoperatorio y el postoperatorio, siendo de 33.49 ± 24.11 frente a 85.06 ± 21.54 .

En cuanto a la lente multifocal encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar todas las categorías entre el preoperatorio y el postoperatorio, siendo en todos los casos los resultados mejores tras la cirugía. En este caso, donde hubo más variaciones de puntuación fue en la dependencia de la corrección, siendo la puntuación de 35.36 ± 28.87 antes de la cirugía y de 96.00 ± 8.54 tras la cirugía, pero muy seguido de la visión clara, con una puntuación prequirúrgica de 31.03 ± 19.88 y postquirúrgica de 85.85 ± 17.14 .

Al comparar ambas lentes tras la cirugía obtuvimos significación estadística en varias categorías: visión de cerca, deslumbramiento, dependencia de la corrección, corrección subóptima y apariencia. En la categoría de deslumbramiento los resultados fueron mejores para la lente monofocal, con una puntuación de 70.67 ± 29.07 frente a 53.92 ± 32.72 en el grupo de la multifocal. En el resto de categorías donde se encontraron diferencias entre ambas lentes, los resultados fueron mejores para la lente multifocal. En la categoría que hubo más variación de la puntuación fue en la dependencia de la corrección, con una puntuación de 54.72 ± 19.38 en el grupo de la lente monofocal y de 96.00 ± 8.54 en el de la multifocal.

Con los resultados obtenidos en nuestro estudio, podemos afirmar que la cirugía de catarata mejora la calidad de vida, tanto con una lente como con otra. Con la lente multifocal encontramos mejores resultados en algunas categorías, siendo su punto débil el deslumbramiento, donde los resultados siguen siendo mejores para la lente monofocal.

El cuestionario NEI RQL-42 es superior al cuestionario NEI VFQ-25 ya que diferencia entre pacientes con un defecto refractivo corregido y pacientes emétopes con buena agudeza visual sin corrección¹¹⁷.

Bartol-Puyal et al.¹¹⁸ hicieron un estudio comparando la lente Tecnis® ZCB00 y la Tecnis® ZMB00, donde analizaron la calidad visual mediante el cuestionario NEI RQL-42, realizándolo previo y posterior a la cirugía. Al igual que en nuestro estudio, al comparar la

lente monofocal antes y después de la cirugía, encontraron diferencias significativas en todas las categorías excepto en la corrección subóptima, y en la lente multifocal en todas las categorías. En cuanto a la comparativa entre ambas lentes tras la cirugía encontraron diferencias en visión de cerca, dependencia de la corrección, corrección subóptima y apariencia, pero no en deslumbramiento como en nuestro estudio.

Otros estudios^{86,100} realizados con la LIO Tecnis® ZMB00 encontraron que esta lente disminuye la dependencia de las gafas y no compromete la función visual subjetiva en relación a la mayoría de las actividades de la vida diaria, aunque puede producir deslumbramiento y visión de halos por la noche, alterando la calidad visual y la conducción nocturna.

Pedrotti et al.¹¹⁹ también emplearon el cuestionario NEI RQL-42 para analizar la calidad de vida sobre calidad visual al año de la cirugía, comparando una lente monofocal con una multifocal, que fue la Lentis® Comfort LS-313 MF15, que es una lente con adición baja de +1.50 D. Encontraron diferencias estadísticamente significativas en la visión de cerca, dependencia de la corrección y corrección subóptima. En nuestro estudio también obtuvimos diferencias en estas categorías, con valores elevados de satisfacción con la lente Tecnis® ZMB00 por parte de los pacientes, siendo la puntuación de la visión de cerca de 87.11 ± 16.19 , de la dependencia de la corrección de 96.00 ± 8.54 y de la corrección subóptima de 97.32 ± 11.16 .

Otro estudio que utilizó el cuestionario NEI RQL-42 fue el realizado por el grupo de Cillino et al.¹¹⁷ en el que compararon tres lentes difractivas multifocales, la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD3, la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 y la Tecnis® ZMA00. En 10 de las 13 categorías encontraron una puntuación alta, aproximadamente de más de 90 en todos los grupos, con valores más bajos en deslumbramiento, preocupación y apariencia. En nuestro estudio obtuvimos puntuaciones más bajas, y los niveles más bajos se encontraron en

dependencia de la corrección para el grupo monofocal y en deslumbramiento para el grupo multifocal. Se encontraron diferencias en la categoría de visión de cerca, síntomas y satisfacción con corrección, siendo la puntuación más baja en el grupo de la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD3. También se encontraron diferencias en la categoría de apariencia, siendo la puntuación más baja en el grupo de la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1. En nuestro estudio, en estas categorías la lente multifocal que analizamos obtuvo una buena puntuación. Concluyen que las diferencias en las diferentes categorías podrían ser útiles a la hora de la elección de la LIO a implantar en cada paciente.

Otro estudio¹²⁰ en el que compararon un grupo al que le implantaron una lente ReZoom® en el ojo dominante y la lente Tecnis® ZM900 y el otro grupo en el que le implantaron la lente ReZoom® en ambos ojos, no encontró diferencias en el cuestionario NEI RQL-42 al comparar ambos grupos.

El grupo de Zhang et al.¹²¹ realizó un estudio en el que comparó una LIO monofocal, AcrySof® IQ SN60WF con una multifocal, AcrySof® ReSTOR SN60D3 analizando la calidad de vida mediante el cuestionario NEI VFQ-25, que lo realizó tanto en el preoperatorio como en el postoperatorio. Obtuvieron mejores resultados tras la cirugía en todas las respuestas. La conducción diurna fue significativamente mejor en el grupo de la multifocal, mientras que el ordenador, la conducción nocturna y la conducción en condiciones difíciles fue significativamente mejor en el grupo de la monofocal. Llegaron a la conclusión de que con ambas lentes hubo una mejora de los resultados visuales de calidad de vida e independencia de las gafas.

Alió et al.¹²² emplearon el cuestionario NEI VFQ-25 con el apéndice NEI VFQ-39 en un estudio en el que dividieron a los pacientes según la lente implantada. Al primer grupo le implantaron una lente monofocal Acri.Smart® 48S (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania), al segundo grupo una lente multifocal apodizada AcrySof® IQ ReSTOR

SN6AD3, y al tercer grupo una lente multifocal difractiva Acri.LISA® 366D (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania). Los grupos con las lentes multifocales presentaron menor dificultad para realizar algunas tareas en cerca como leer el periódico. El grupo de la lente multifocal difractiva tuvo menor dificultad para conducir de noche que el grupo de la LIO multifocal apodizada. Además encontraron una correlación entre la agudeza visual cercana y la sensibilidad al contraste con la dificultad en las tareas visuales cercanas en los grupos de las lentes multifocales.

Hay otros estudios^{123,124} que también mostraron una mejoría en tareas cercanas con otros modelos de lentes multifocales.

8. DISCUSIÓN RESPECTO A LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

En el presente estudio la sensibilidad al contraste la analizamos a los 3 meses de la cirugía mediante dos pruebas diferentes: el test de Pelli-Robson y el test CSV-1000®.

Ambas pruebas se realizaron de forma monocular y binocular, mejorando los resultados de sensibilidad al contraste la binocularidad, al igual que en otros estudios realizados con lentes difractivas donde la sensibilidad al contraste mejoró al analizarla de forma binocular^{125,126,127}.

La prueba de Pelli-Robson se realizó tanto en monocular como binocular con la corrección de la visión lejana, la adición de la visión intermedia y la adición de la visión cercana, obteniéndose con ambas lentes niveles superiores a 1.5, nivel a partir del cual se ha establecido un nivel suficiente y cómodo para realizar tareas diarias habituales.

Con esta prueba obtuvimos resultados similares entre ambos grupos, y solo encontramos diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes cuando la prueba se realizó en binocular con la adición de la visión intermedia, siendo la media de 1.91 ± 0.10 en el grupo de la lente monofocal frente a 1.86 ± 0.15 en el de la multifocal, obteniéndose por lo tanto mejores resultados en el grupo de la lente Tecnis® ZCB00.

Bautista et al.⁸⁶ estudiaron diferentes parámetros tras la implantación de la lente Tecnis® ZMB00. La sensibilidad al contraste la analizaron mediante el test de Pelli-Robson a 3 m con la corrección de la visión lejana bajo condiciones de iluminación fotópica a los 3 meses de la cirugía. La media de la sensibilidad al contraste fue de 1.63 ± 0.10 . En nuestro estudio obtuvimos un valor muy similar para la misma lente y también a los 3 meses, de 1.66 ± 0.20 . Un estudio previo¹²⁸ realizado por el mismo grupo de trabajo con la lente Tecnis® ZM900 obtuvo una media de la sensibilidad al contraste de 1.44 ± 0.26 , que es un valor más bajo, pero la medida se realizó a los 6 meses, obteniéndose mejores resultados con la lente Tecnis® ZMB00 en un tiempo de seguimiento más corto. Sugiriendo que los niveles máximos de sensibilidad al contraste se encuentran en un periodo de seguimiento más corto.

El grupo de Altemir et al.⁹³ en su comparativa de calidad visual entre la lente Tecnis® ZCB00 y la Tecnis® ZMB00 utiliza el test de Pelli-Robson bajo condiciones de iluminación fotópica con la corrección para la visión lejana a los 3 meses de la cirugía para analizar la sensibilidad al contraste, que fue ligeramente mejor en el grupo de la lente monofocal, siendo de 1.73 ± 0.18 , frente al grupo de la lente multifocal que fue de 1.64 ± 0.21 . En nuestro estudio, realizado con los mismos tipos de lentes, obtuvimos una media de sensibilidad al contraste de 1.70 ± 0.19 en el grupo de la Tecnis® ZCB00 y de 1.66 ± 0.20 en el de la Tecnis® ZMB00, por lo tanto los resultados son muy similares.

Packer et al.¹²⁹ compararon los valores de sensibilidad al contraste entre la lente multifocal Tecnis® ZM900 y la lente monofocal CeeOn® 911A (Abbott Medical Optics, Santa Ana, CA, EEUU) y al igual que en nuestro estudio, los valores de la lente monofocal fueron mejores, pero sin encontrarse diferencias estadísticamente significativas.

El estudio realizado por Souza et al.¹³⁰ para comparar la lente multifocal AcrySof® ReSTOR (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU) frente a la lente monofocal AcrySof® SA60AT (Alcon Laboratories Inc., Fort Worth, TX, EEUU) determinó que la sensibilidad al contraste medida con la prueba de Pelli-Robson fue significativamente menor en condiciones fotópicas en monocular con la mejor corrección de la visión lejana en el grupo de la lente multifocal, a diferencia de nuestro estudio que no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre la lente multifocal y la monofocal en monocular, siendo de 1.70 ± 0.19 en el grupo de la lente monofocal y de 1.66 ± 0.20 en el de la multifocal. Pero al valorar la sensibilidad al contraste de forma binocular no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, aunque en el grupo de la AcrySof® ReSTOR los valores fueron más bajos.

Existen estudios^{125,131} sobre lentes difractivas en los que se encontraron que la sumación binocular mejoró los resultados de la sensibilidad al contraste.

El estudio realizado por Carballo-Álvarez et al.¹³² también utilizó el test de Pelli-Robson para analizar la sensibilidad al contraste, de forma monocular y binocular, con la corrección de lejos y con la adición intermedia, pero en este caso tras el implante de la lente trifocal FineVision®, obteniendo en binocular una media tras la cirugía de 1.40 ± 0.14 . Es un valor postoperatorio es más bajo que en nuestro estudio con la lente bifocal Tecnis® ZMB00, que fue de 1.83 ± 0.23 . Además también estudiaron la sensibilidad al contraste mediante la prueba CSV-1000®, bajo condiciones fotópicas y también de forma monocular y binocular, cuyos resultados postquirúrgicos fueron de 1.64 ± 0.14 para la frecuencia A (3

cpg), 1.77 ± 0.18 para la frecuencia B (6 cpg), 1.44 ± 0.24 para la frecuencia C (12 cpg) y 0.98 ± 0.24 para la frecuencia C (18 cpg). En nuestro estudio, también obtuvimos niveles de sensibilidad al contraste ligeramente superiores tras la cirugía comparándolos con los de Carballo-Álvarez et al.

Hay estudios realizados en pacientes de menor edad, como el de Ram et al.⁸⁰ realizado en niños mayores de 5 años con catarata bilateral a los que se les implantó una lente monofocal o multifocal. Se estudió la sensibilidad al contraste con el test de Pelli-Robson bajo condiciones de iluminación fotópica. No encontraron diferencias estadísticamente significativas al analizar la sensibilidad al contraste en ambos grupos, siendo de 1.60 ± 0.21 en el grupo de la lente monofocal y de 1.57 ± 0.16 en el grupo de la multifocal. En nuestro estudio, en binocular con la corrección de lejos tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas, siendo de 1.89 ± 0.14 y de 1.83 ± 0.23 en el de la multifocal.

La otra prueba que utilizamos para analizar la sensibilidad al contraste fue el test CSV-1000®. También la realizamos en monocular y binocular para el estudio de las cuatro frecuencias espaciales ya explicadas, A, B, C y D. Esta prueba la realizamos bajo diferentes condiciones de iluminación: fotópica, fotópica con *glare*, mesópica baja y mesópica baja con *glare*.

Observamos como con este test ya no se supera el valor de 1.5 para todas las frecuencias espaciales. Además los valores de sensibilidad al contraste disminuyen ligeramente si a la misma condición de iluminación le añadimos el *glare*.

Con esta prueba ya no encontramos resultados tan similares entre ambas lentes, hallándose diferencias estadísticamente significativas en varias frecuencias, y siendo en todos los casos los niveles de sensibilidad al contraste mejor en la lente monofocal Tecnis®

ZCB00. La valoración de la sensibilidad al contraste incluyendo diferentes frecuencias espaciales que mide el test CSV-1000® puede favorecer a encontrar diferencias que no se encontraron previamente con el test de Pelli-Robson.

El estudio realizado por el grupo de Lubiński et al.⁹⁶ sobre el comportamiento de la lente difractiva Tecnis® ZMB00 implantada tras cirugía de catarata bilateral también analiza la sensibilidad al contraste mediante la prueba CSV-1000®, de forma binocular a los 3 y a los 6 meses en lejos bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica y en cerca en fotópica. Al comparar los resultados a los 3 y a los 6 meses no encontraron diferencias estadísticamente significativas en la medida de la sensibilidad al contraste en visión lejana en bajo condiciones de iluminación fotópica, y bajo condiciones mesópicas. Solo encontraron diferencias en la frecuencia de 3 cpg, en que los resultados fueron mejores a los 6 meses, con un valor medio de 1.83 ± 0.08 frente a un valor medio de 1.76 ± 0.09 a los 3 meses, pudiendo ser explicado por la neuroadaptación. Los valores que obtuvieron (tabla 49 y 50) estaban dentro de los límites normales definidos para el rango de edad de entre 50 y 75 años, sin embargo los valores de las frecuencias más altas estaban en el límite inferior de la normalidad. En nuestro estudio los niveles más bajos también se encuentran en las frecuencias espaciales más altas, al igual que en otros estudios con lentes multifocales¹³³⁻¹³⁵.

FOTÓPICA	3 meses	6 meses	P
3 cpg	1.84 ± 0.10	1.87 ± 0.07	NS
6 cpg	1.89 ± 0.12	1.93 ± 0.13	NS
12 cpg	1.56 ± 0.18	1.53 ± 0.15	NS
18 cpg	0.99 ± 0.19	1.04 ± 0.17	NS

NS: no diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 49. Valores de sensibilidad al contraste en visión lejana bajo condiciones de iluminación fotópica (Lubiński et al.⁹⁶).

MESÓPICA	3 meses	6 meses	P
3 cpg	1.76 ± 0.09	1.83 ± 0.08	<0.03
6 cpg	1.84 ± 0.12	1.89 ± 0.14	NS
12 cpg	1.42 ± 0.18	1.47 ± 0.13	NS
18 cpg	0.97 ± 0.27	0.95 ± 0.15	NS

NS: no diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 50. Valores de sensibilidad al contraste en visión lejana bajo condiciones de iluminación mesópica (Lubiński et al.⁹⁶).

El estudio realizado por Chang JSM.⁷⁷ en pacientes con presbicia a los que les implantó la lente Tecnis® ZMB00 analizó la sensibilidad al contraste en condiciones de iluminación fotópica y mesópica, con y sin *glare*, obteniendo mejores resultados de sensibilidad al contraste de forma binocular sin *glare* que con *glare*, tanto en condiciones fotópicas como mesópicas, con diferencias estadísticamente significativas para todas las frecuencias espaciales. En nuestro estudio también obtuvimos mejores resultados de sensibilidad al

contraste de forma binocular sin *glare* que con *glare*, tanto en condiciones fotópicas como mesópicas para todas las frecuencias espaciales, tanto bajas como altas, siendo por ejemplo para la frecuencia A de 1.53 ± 0.23 en condiciones mesópicas sin *glare* frente a 1.45 ± 0.21 en las mismas condiciones pero con *glare*. Con estos dos estudios observamos como la sensibilidad al contraste con este tipo de lente disminuye si añadimos *glare*, tanto en condiciones fotópicas como mesópicas.

Además los niveles de sensibilidad al contraste también puede disminuir si se cambian las condiciones de iluminación de fotópica a mesópica, como les ocurrió a Voskresenskaya et al.¹³⁶, que analizaron la sensibilidad al contraste de la LIO multifocal Record® (Reper- NN, Moscú, Rusia) bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica. Encontraron valores dentro del rango de la normalidad para condiciones fotópicas, observando que si disminuían las condiciones de luminancia los valores disminuían en todas las frecuencias espaciales en más de 0.2 unidades logarítmicas, hecho que también encontramos en nuestro estudio, pasando por ejemplo en la frecuencia A de 1.65 ± 0.25 a 1.53 ± 0.23 cuando cambiamos la condiciones de iluminación.

Al comparar la lente Tecnis® ZMB00 con la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 Chaves et al.⁷⁶ encontró que bajo condiciones fotópicas, el grupo de la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 obtuvo mejores niveles de sensibilidad al contraste en frecuencias bajas sin glare, al contrario que en frecuencias altas con glare donde la mejor sensibilidad al contraste se registró en el grupo de la LIO Tecnis® ZMB00. En nuestro estudio no comparamos dos lentes multifocales, sino una monofocal frente a otra multifocal, y en las frecuencias en las que se encontraron diferencias estadísticamente los resultados fueron mejores en el grupo de la lente monofocal.

Otro estudio¹³⁷ que realiza la comparativa entre dos lentes bifocales, la Lentis® Mplus LS-312 (Oculentis, Berlín, Alemania) y la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 encontró que la

sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas fue mejor para la LIO AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 en las frecuencias espaciales de 12 y 18 cpg, no hubo diferencias en frecuencias espaciales bajas ni en condiciones mesópicas.

Al comparar dos lentes bifocales, como la AcrySof® ReSTOR de +2.50 y +3.00 dioptrías y una lente trifocal FineVision®, Bilbao-Calabuig et al.¹³⁸ no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres tipos de lentes al analizar la sensibilidad al contraste de forma monocular y binocular en condiciones mesópicas para frecuencias de 3, 6, 12 y 18 cpg con el test de CSV-1000®. Esto sugiere, que aunque parece que la sensibilidad al contraste es menor tras el implante de una lente multifocal en comparación con una monofocal, si se comparan dos tipos de lentes multifocales entre sí, una bifocal con una trifocal parece que no existen esas diferencias en cuanto a la sensibilidad al contraste.

9. DISCUSIÓN RESPECTO A LA VELOCIDAD LECTORA

En el presente estudio analizamos la velocidad lectora mediante el test de Radner-Vissum a los tres meses de la cirugía del segundo ojo. Solo encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar ambas lentes en el número de sílabas incorrectas, siendo el valor más alto para la lente monofocal con 3.35 ± 3.48 frente a 1.82 ± 2.70 en la lente multifocal, por lo tanto, con mejores resultados para la lente multifocal. El resto de los resultados no difieren ya que la prueba se realizó añadiendo la adición de cerca.

El estudio de Bartol-Puyal et al.¹¹⁸ al comparar la lente Tecnis® ZCB00 y la lente Tecnis® ZMB00 también obtuvieron diferencias estadísticamente significativas exclusivamente en el número de sílabas incorrectas, encontrando mejores resultados con la LIO multifocal, con una media de 1.98 ± 2.76 frente a 3.33 ± 3.66 en el grupo de la lente monofocal. Aunque encontraron correlaciones entre algún parámetro del estudio de la velocidad lectora y el cuestionario NEI RQL-42, estas correlaciones no fueron altas, ni en el grupo de la lente multifocal ni en el de la monofocal. Llegaron a la conclusión de que con la LIO Tecnis® ZMB00 se puede lograr una capacidad de lectura similar que con la LIO Tecnis® ZCB00, en este caso con la corrección óptica de la visión cercana, mientras que en la lente multifocal sin corrección óptica, debido al foco de cerca que tiene esta lente, lo que podría ser una ventaja para los pacientes en su vida cotidiana.

Schmickler et al.⁷⁰ en su análisis de la lente Tecnis® ZMB00 estudiaron la velocidad lectora con el test Radner-Vissum. Obtuvieron una velocidad de lectura media de 121.4 ± 30.8 palabras por minuto y un tamaño crítico de la letra de 0.27 ± 0.12 LogMAR. En nuestro estudio la velocidad de lectura media fue superior, siendo de 152.00 ± 39.35 palabras por minuto mientras que el tamaño crítico de la letra fue algo inferior, 0.20 ± 0.15 .

Hay más estudios, como los realizados por Alió et al.^{122,139} que al comparar lentes monofocales con lentes multifocales se obtuvieron mejores resultados en el test de Radner-Vissum para las lentes multifocales que para las lentes monofocales.

Otro estudio realizado por Alió et al.¹⁴⁰ analiza el rendimiento de lectura con cuatro tipos de LIOs diferentes: la lente monofocal Acri.Smart® 48S, la lente multifocal apodizada AcrySof® ReSTOR, la lente multifocal difractiva Acri.LISA® 366D y la lente multifocal refractiva ReZoom®, utilizando el Salzburg Reading Desk y el Radner-Vissum, sin corrección y con la corrección de cerca. En cuanto a la velocidad de lectura, se encontraron diferencias estadísticamente significativas al analizarla sin corrección al mes de la cirugía,

siendo peor en el grupo de la lente multifocal refractiva que en el grupo de la lente monofocal y multifocal apodizada. En cuanto a la velocidad de lectura máxima sin corrección al mes de la cirugía fue mejor, con diferencias estadísticamente significativas, en el grupo de la lente multifocal difractiva que en el grupo monofocal y multifocal refractiva.

El grupo de Rasp et al.¹⁴¹ utilizaron el Salzburg Reading Desk y el Radner-Vissum para evaluar el rendimiento de lectura con diferentes tipos de lentes intraoculares. El primer grupo estaba formado por la lente monofocal Acri.Smart® 48S, el segundo por la multifocal apodizada AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD3, el tercero por la lente multifocal difractiva Acri.LISA® 366D el cuarto por la multifocal difractiva Tecnis® ZMA00 y el quinto y último por la lente multifocal refractiva ReZoom. Los grupos de las lentes multifocales difractivas tuvieron una agudeza de lectura no corregida significativamente mejor que los otros grupos, siendo de 0.23 ± 0.10 para la Acri.LISA® 366D y de 0.27 ± 0.13 para la Tecnis® ZMA00. La mejor distancia de lectura sin corrección fue de aproximadamente 32 cm en el grupo de las lentes multifocales difractivas, mientras que de 38.9 cm en el grupo monofocal y de 37.1 cm en el de la lente multifocal refractiva. La LIO multifocal difractiva Acri.LISA® 366D proporcionó los mejores valores de velocidad de lectura media y máxima, siendo con corrección la velocidad de lectura media de 166.00 ± 41 y la máxima de 208.00 ± 42 . En nuestro estudio, con la lente Tecnis® ZMB00, obtuvimos valores algo inferiores, siendo la velocidad de lectura media de 152.00 ± 39.35 y la máxima de 196.95 ± 48.66 . Llegaron a la conclusión de que el rendimiento de la lectura fue mejor para las lentes multifocales difractivas que para las multifocales refractivas y monofocales.

En el estudio de Kohnen et al.¹⁴² obtuvieron una agudeza lectora de 0.10 LogRAD y una velocidad de lectura de 94 palabras por minuto en el estudio de una lente multifocal. Al compararlo con los resultados de nuestro estudio con la lente multifocal observamos que

la agudeza lectora tiene el mismo valor, mientras que en nuestro estudio la velocidad lectora es mejor, siendo de 152 palabras por minuto.

Kim et al.¹⁴³ no encontraron diferencias al comparar la velocidad lectora entre una lente bifocal, la AT LISA® 801 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania) y una lente trifocal, la AT LISA® tri 839MP, obteniendo una velocidad lectora media de 86.50 palabras por minuto en el grupo de la bifocal y de 81.48 palabras por minuto en el de la trifocal. Al igual que tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la agudeza lectora y la velocidad de lectura máxima al comparar una lente monofocal y una multifocal en el estudio de Akkus et al.¹⁴⁴.

En cambio en el estudio de Akkaya Turhan et al.¹⁴⁵ se encontraron diferencias significativas en la agudeza de lectura a 40 cm medido con el MNRead al comparar dos lentes multifocales, siendo mejor en el grupo de la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 que de la lente Acriva® Reviol MFM 613 (VSY Biotechnology, Ámsterdam, Holanda), con una media de 0.02 ± 0.08 y 0.07 ± 0.10 respectivamente. Por el contrario, si la agudeza de lectura la median a 60 cm encontraron diferencias estadísticamente significativas, siendo en este caso mejor la agudeza lectora en el grupo de la lente Acriva® Reviol MFM 613 con una media de 0.13 ± 0.10 frente a 0.21 ± 0.11 de la lente AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1.

10. DISCUSIÓN RESPECTO A LA HALOMETRÍA

Una de las formas en la que estudiamos la presencia de halos fue mediante el Halo Test, que emplea el software Halo v1.0®. Lo realizamos en el postoperatorio a los 6 meses de la cirugía comparando los valores de la lente monofocal frente a la multifocal y encontramos

diferencias estadísticamente significativas en todos los parámetros estudiados, siendo en todos los casos los valores mejores en el grupo de la lente monofocal Tecnis® ZCB00, donde la influencia de los halos fue menor ya que realizaron mejor discriminación de los estímulos periféricos. Por lo tanto los índices de alteración lineal y cuadrática fueron más próximos a 0 en el grupo monofocal y los índices de discriminación lineal y cuadrática fueron más próximos a 1 también en el grupo de la lente monofocal.

Es importante determinar la capacidad de discriminación, ya que un deterioro de la misma puede afectar a ciertas actividades como la conducción nocturna³⁶. Para ello se puede emplear el software Halo v1.0®.

Alba-Bueno et al.¹⁴⁶ realizaron un estudio de los halos generados tras el implante de lentes multifocales, in vitro en un banco de ojos e in vivo con pacientes. Las lentes que emplearon fueron las lentes bifocales Tecnis® de +4.00, +3.25 y +2.75 dioptrías y las lentes trifocales AT LISA® tri (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania) y FineVision®. En el estudio in vivo se realizó la halometría mediante el Halo v1.0® y se les pidió que clasificaran los halos de forma subjetiva respondiendo a la pregunta “¿Cuánto le molestan los halos?”. Con la halometría se encontró una relación directa entre el tamaño del halo y el poder de adición, al igual que con el estudio en el banco de ojos. Con la respuesta subjetiva a la pregunta se determinó que con las lentes trifocales tenían menor percepción de halos que con las bifocales.

El grupo de Carballo-Álvarez et al.¹³² realizaron la halometría mediante el software Halo v1.0® en el estudio que hicieron para determinar el comportamiento de la LIO FineVision®. Obtuvieron un índice de alteración medio de 0.29 ± 0.21 . En nuestro estudio el índice de alteración lo expresamos de dos formas, como de índice de alteración lineal, que en el caso de la lente multifocal fue de 0.34 ± 0.21 , y como índice de alteración cuadrática, que para la lente Tecnis® ZMB00 fue de 0.29 ± 0.21 . Los valores resultan muy parecidos al

estudio de Carballo-Álvarez et al., incluso es el mismo valor en el caso del índice de alteración cuadrática, por lo que podemos sugerir que no hay diferencias en la discriminación de los estímulos periféricos medido mediante el Halo v1.0® entre una lente difractiva bifocal y una lente difractiva trifocal. Además en nuestro estudio obtuvimos valores de índice de alteración más próximos a 0, y por lo tanto mejores, que el estudio realizado por Castro et al.¹⁴⁷ que obtuvieron un índice de alteración para ojos sanos de 0.45 ± 0.10 , aunque en nuestro estudio la desviación estándar fue mayor.

En el estudio de Ortiz et al.³⁶ encontraron que el índice de alteración medido con el software Halo v1.0® aumentaba con la edad en ojos sanos con buena agudeza visual, con una media de 0.15 ± 0.08 en el grupo de edad de 19 a 29 años y de 0.23 ± 0.08 en el grupo de edad de mayores de 60 años. En cuanto al grupo de pacientes mayores de 60 años se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el índice de alteración según la presencia o no de catarata, siendo el índice más alto en los pacientes con catarata, que obtuvieron una media de 0.49 ± 0.25 respecto a 0.23 ± 0.08 que fue la media que obtuvieron los pacientes sin catarata. Este estudio sugiere que esta prueba podría ser útil a la hora de dar los permisos de conducción, especialmente es personas mayores, ya que aunque presenten una agudeza visual suficiente pueden tener alteraciones de la visión nocturna como halos, lo que podría dificultar la visión de peatones o señales de tráfico.

En la actualidad, existe poca literatura sobre el uso del software Halo v1.0®.

11. DISCUSIÓN RESPECTO A LA CURVA DE DESENFQUE

En el presente estudio realizamos las curva de desenfoque para la lente monofocal y multifocal a los 6 meses de la cirugía, tanto de forma monocular como binocular desde -5.00 a 0 dioptrías y desde +4.50 a 0 dioptrías en pasos de 0.5 dioptrías.

En la curva de desenfoque para la lente monofocal Tecnis® ZCB00 se obtuvo muy buena agudeza visual entre -0.50 y +0.50 dioptrías, lo que equivale a buena agudeza visual de lejos, siendo las agudezas visuales para las dioptrías correspondientes a las distancias intermedia y cercana peores. Hubo diferencias en la curva realizada de forma monocular o binocular, siendo los resultados mejores en binocular.

En cuanto a la curva de desenfoque para la lente multifocal Tecnis® ZMB00 dibujó la imagen de la doble joroba tan característica de las lentes bifocales, con una buena agudeza visual en 0 dioptrías, lo que corresponde al foco de lejos, y en -3.00 dioptrías, que corresponde al foco de cerca. Entre ambas jorobas hubo un valle, en -1.5 dioptrías, correspondiente a la visión intermedia, que queda sacrificada en este tipo de lentes. Al igual que con la lente monofocal hubo diferencias entre la curva realizada de forma monocular y binocular, siendo los valores mejores en la forma binocular.

Si comparamos la curva de la lente monofocal y multifocal se superponen en la zona central de la curva, que corresponde con la visión cercana, mientras que se encuentran diferencias estadísticamente significativas en el resto de puntos estudiados, obteniéndose mejores valores de agudeza visual para la lente multifocal, tanto en monocular como binocular.

El grupo de Schmickler et al.⁷⁰ en su estudio sobre la lente Tecnis® ZMB00 realizaron la curva de desenfoque en condiciones de iluminación fotópica y de forma binocular de -5.00 a 0 dioptrías en pasos de 0.5 dioptrías. Esta curva muestra una clara adición de cerca,

entre -2.50 y -3.00 dioptrías, con una media de agudeza visual cercana de 0.08, siendo en nuestro estudio de 0.00, con una morfología de la curva de desenfoque similar.

Existen varios estudios en los que analizan las curvas de desenfoque de diferentes lentes intraoculares bifocales, como son el de De Vries et al.¹⁴⁸ con la LIO AcrySof® ReSTOR con una adición de +4.00 y +3.00 dioptrías, el de Toto et al.¹⁴⁹ con la LIO Tecnis® con una adición de +4.00 dioptrías, el de Blaylock et al.¹⁵⁰ con la LIO AcrySof® ReSTOR con una adición de +4.00 y el de Alfonso et al.¹⁵¹ con la LIO AcrySof ReSTOR® con una adición de +4.00 y +3.00 dioptrías y la LIO Acri.LISA® (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania). En todos ellos hay una caída de la agudeza visual desde un LogMAR de 0.2 a 0.4 entre -1.0 y -1.5 dioptrías, lo que equivale a la agudeza visual intermedia, conformando el patrón de doble joroba en la curva de desenfoque, con una buena agudeza visual lejana y cercana y una caída de la visión intermedia.

El estudio de Chaves et al.⁷⁶ en el que compara dos lentes difractivas bifocales, la Tecnis® ZMB00 y la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1, encontraron un comportamiento similar para la visión intermedia en la curva de desenfoque, sin embargo el grupo de la Tecnis® ZMB00 mostró una distancia de lectura más corta que el grupo de la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1. Esto podría explicarse por la diferente adición que tienen estas lentes, siendo de +4.00 dioptrías para la lente de Abbott y de +3.00 dioptrías para la de Alcon. En ambos casos tienen una adición fuerte, por lo que la visión en la distancia intermedia está comprometida en ambas lentes, sin encontrarse diferencias entre ellas.

Otro estudio en el que se encontraron diferencias en la curva de desenfoque según la adición de la lente bifocal es el de Calvo-Sanz et al.⁹⁷, siendo las lentes estudiadas la Lentis® Mplus LS-313 MF20, con una adición de +2.00 dioptrías, y la Lentis® Mplus LS-313 MF30, con una adición de +3.00 dioptrías. La curva mostró un comportamiento óptico diferente en visión intermedia y cerca según la adición de la lente, así la lente de adición

de +2.00 dioptría proporcionó una buena agudeza visual en lejos y distancia intermedia de hasta 50 cm, y la lente con una adición de +3.00 dioptrías aportó una mejor agudeza visual a distancia cercana de hasta 25 cm. La lente bifocal de nuestro estudio tiene una adición de +4.00, que es una adición alta siendo su comportamiento más parecido al de la Lentis® Mplus LS-313 MF30 que al de la Lentis® Mplus LS-313 MF20, aportando una buena agudeza visual en cerca.

Hay otros estudios que no encontraron diferencias al estudiar las curvas de desenfoque de dos lentes intraoculares bifocales, como el de Alfonso et al.¹⁵² que compara dos lentes bifocales con adición similar, como son la AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD3, con una adición de +4.00 dioptrías, y la Acri.LISA® 366D con una adición de +3.75 dioptrías. En este caso no hubo diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual a ninguna distancia y las curvas de desenfoque (de -5.00 a +2.00 dioptrías) fueron similares en ambos grupos. Por lo expuesto anteriormente, se sugiere que no hubo diferencias en las curvas de desenfoque porque la adición de las dos lentes estudiadas fue similar.

Al comparar las curvas de desenfoque entre una lente bifocal y una trifocal sí que se encuentran diferencias, ya que el característico patrón en doble joroba de la lente bifocal no lo encontramos en la lente trifocal, que aporta una buena visión en los tres focos: lejos, intermedia y cerca. Esta característica queda patente en el estudio de Cochener B.⁸⁸ en el que al comparar los resultados de la lente bifocal Tecnis® ZMB00 con la lente trifocal FineVision® encontró diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual intermedia analizada en la curva de desenfoque, siendo mejor en el grupo de la lente trifocal.

El estudio de Plaza-Puche et al.¹⁵³ analizó la curva de desenfoque de diferentes modelos de lentes intraoculares, incluyendo las lentes trifocales AT LISA® tri 839MP y FineVision®, la lente bifocal AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 y la lente monofocal Acri.Smart® 48S. Se

encontraron diferencias estadísticamente significativas para los niveles de desenfoque que van desde -4.00 a +0.50 dioptrías entre los grupos. Dentro de las lentes trifocales se encontraron diferencias para los niveles de desenfoque de -2.00 a +1.00 dioptrías, con mejores valores de agudeza visual para el grupo de la AT LISA® tri 839MP. Y al comparar la lente trifocal AT LISA® tri 839MP con la lente bifocal AcrySof® IQ ReSTOR SN6AD1 también se obtuvieron mejores resultados para los niveles de desenfoque de -1.50 a -1.00 dioptría en el grupo de la AT LISA® tri 839MP como era de esperar, ya que este rango coincide con la agudeza visual intermedia. Por lo tanto, en este estudio la LIO AT LISA® tri 839MP obtuvo mejores resultados en la visión intermedia que las otras lentes estudiadas.

Otro estudio en el que se aprecia como las lentes trifocales proporcionan una visión intermedia mejor que las lentes bifocales es el de Liu X et al.¹⁵⁴ donde utilizó lentes de la misma plataforma, que son la lente difractiva bifocal AT LISA® 809M (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania) y la lente difractiva trifocal AT LISA® tri 839MP. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la agudeza visual lejana o cercana, pero si en la agudeza visual intermedia, siendo mejor en el grupo de la lente trifocal, al igual que en la curva de desenfoque, donde la agudeza visual para el desenfoque de -1.00 a -2.00 dioptrías fue mejor en el grupo de la lente trifocal. En cuanto a los halos y el deslumbramiento fue similar en ambos grupos. En este caso la lente trifocal aportó mejor agudeza visual intermedia sin inducir mayor percepción de halos o deslumbramiento.

También hay estudios que comparan la curva de desenfoque entre lentes trifocales y lentes de rango extendido, como es el estudio que realizaron Monaco et al.¹⁵⁵ en el que dividieron a los grupos en función de la lente implantada, así a un grupo se les implantó la lente trifocal AcrySof® IQ PanOptix, a otro grupo la lente de rango de visión extendido Tecnis® Symphony y a un tercer grupo la lente monofocal AcrySof® IQ SN60WF. La agudeza visual

cercana a los 4 meses fue significativamente mejor en el grupo de la lente trifocal, además la curva de desenfoque mostró mejores resultados para la visión intermedia y cercana en el grupo de la lente AcrySof® IQ PanOptix que en el grupo de la lente Tecnis® Symfony, siendo con ambas lentes multifocales los resultados mejores que con la lente monofocal. En cambio, en cuanto a los fenómenos disfotópicos recogidos en un cuestionario de calidad visual, fueron menores en el grupo de lente monofocal.

LIMITACIONES Y PUNTOS DÉBILES

- El tamaño de la muestra del estudio es limitado, pudiendo producirse sesgos asociados al mismo.
- No es un estudio doble ciego, por lo que la persona que realiza la exploración conoce en todo momento que tipo de lente ha sido implantada en cada paciente.
- La edad límite de inclusión en el estudio fue de 70 años. Muchos pacientes desarrollan catarata quirúrgica a partir de los 70 años, siendo por lo tanto de mayor edad cuando llega el momento de la cirugía.

REPERCURSIÓN Y APORTACIONES ORIGINALES

- Es un estudio prospectivo consecutivo en el que a través de numerosas pruebas se compara la cantidad y la calidad visual de los pacientes tras el implante de una lente intraocular monofocal o multifocal posterior a una cirugía de catarata.
- La agudeza visual fue analizada bajo condiciones de iluminación fotópica y mesópica, con y sin deslumbramiento; proporcionando gran cantidad de información sobre condiciones de iluminación que se reproducen en diferentes situaciones del día a día.
- Hemos realizado un estudio exhaustivo de las aberraciones oculares, corneales e internas más importantes, tanto en pupila de 4 mm como en pupila de 6 mm.
- Al realizar el cuestionario NEI RQL-42 no solo hemos tenido una visión objetiva de la calidad visual, sino también desde el punto de vista subjetivo del paciente.
- Los niveles de sensibilidad al contraste han sido analizados mediante dos tipos de pruebas. Esto hecho ha resultado de importancia al encontrar los resultados diferentes entre ellas. Además el CSV-1000® se ha realizado en condiciones de iluminación fotópica y mesópica, encontrándose también diferencias importantes.

- Con la halometría hemos conseguido una medida objetiva de los halos, que suele ser poco frecuente, ya que en la mayoría de los estudios publicados el análisis de los halos se realiza de forma subjetiva.

CONCLUSIONES

1. Tanto la lente monofocal Tecnis® ZCB00 como la lente multifocal Tecnis® ZMB00 proporcionan niveles de agudeza visual lejana adecuados, encontrando únicamente diferencias significativas bajo condiciones de iluminación mesópica alta donde la agudeza visual es mejor con la lente monofocal.
2. Los niveles de agudeza visual intermedia y cercana son mejores en el grupo de la lente multifocal, con niveles superiores en la visión próxima que en la visión intermedia.
3. El equivalente esférico tras la cirugía tiene un valor próximo a cero con ambos tipos de lentes. La adición intermedia y la adición en cerca son significativamente mayores en el grupo de la lente monofocal, en especial la adición para la visión próxima.
4. La mayoría de las aberraciones estudiadas oculares, corneales e internas para pupila de 4 mm y de 6 mm disminuyen tras la cirugía tanto con la lente Tecnis® ZCB00 como con la lente Tecnis® ZMB00.
5. No hay diferencias significativas al comparar las aberraciones oculares, corneales e internas en pupila de 4 mm y 6 mm en el postoperatorio al mes de la cirugía entre ambas lentes, a excepción de las aberraciones oculares trefoil y aberración esférica para pupila de 4 mm que tienen valores inferiores para la lente multifocal.
6. La puntuación obtenida en el cuestionario de calidad de vida sobre calidad visual NEI RQI-42 mejora tras la cirugía con la implantación de ambos tipos de lentes.

7. La única categoría del cuestionario NEI RQL-42 en la que hay diferencias estadísticamente significativas siendo el resultado mejor para la lente monofocal tras la cirugía es el deslumbramiento. En las categorías de visión de cerca, dependencia de la corrección, corrección subóptima y apariencia también hay diferencias significativas siendo mejores los resultados para la lente multifocal.
8. Los niveles de sensibilidad al contraste medidos con el test de Pelli-Robson apenas son diferentes entre ambos grupos a diferencia de cuando se evalúan con el test de CSV-1000® donde hay diferencias en varias frecuencias espaciales.
9. Si la prueba CSV-1000® se realiza bajo condiciones de iluminación mesópica, con y sin deslumbramiento, se encuentran diferencias significativas en todas las frecuencias espaciales, siendo los niveles de sensibilidad al contraste mejor en el grupo monofocal.
10. El estudio de la velocidad lectora es similar entre ambas lentes, excepto el número de sílabas incorrectas que es mayor en la lente Tecnis® ZCB00.
11. La discriminación de estímulos periféricos medido por el software Halo v1.0® es mejor en la lente monofocal, presentando menor influencia de halos.
12. La curva desenfoque de la lente multifocal adquiere el patrón de “doble joroba”, representando la buena agudeza visual lejana y cercana tras el implante de esta lente. La curva de desenfoque de la lente monofocal tiene una morfología diferente debido al único foco destinado a la visión lejana.

BIBLIOGRAFÍA

1. Applegate RA, Donnelly WJ, Marsack JD, Koenig DE, Pesudovs K. Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2007 Mar;24(3):578-87.
2. Van Den Berg TJ, Van Rijn LJ, Michael R, Heine C, Coeckelbergh T, Nischler C, et al. Straylight effects with aging and lens extraction. *Am J Ophthalmol*. 2007 Sep;144(3):358-63.
3. Montés-Micó R, Cerviño A, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Madrid-Costa D. The tear film and the optical quality of the eye. *Ocul Surf*. 2010 Oct;8(4):185-92.
4. Kniestedt C, Stamper RL. Visual acuity and its measurement. *Ophthalmol Clin North Am*. 2003 Jun;16(2):155-70.
5. Micó V. Agudeza visual, sensibilidad al contraste y deslumbramiento. En: Montés-Micó R. *Optometría: Principios básicos y aplicación clínica*. Barcelona: Elsevier; 2011; p. 103-27.
6. Castiella JC, Pastor JC. La refracción en el niño. *Protocolos terapéuticos en oftalmología*. Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 1998; p. 87-96.
7. Snellen H. Test-types for determination of the acuteness of vision. Utrecht: Van de Weijer; 1862.
8. Kaiser PK. Prospective evaluation of visual acuity assessment: a comparison of Snellen versus ETDRS charts in clinical practice (an AOS thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc*. 2009 Dec;107:311-24.
9. Cuíña R, García J. Optotipos. En: Solans T, García J, Cárcelos JA, Martínez A, Rodríguez JV, Martín E, et al. *Refracción ocular y baja visión*. Madrid: Sociedad Española de Oftalmología; 2003; p. 35-42.
10. Hess RF, Dakin SC, Kapoor N, Tewfik M. Contour interaction in fovea and periphery. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2000 Sep;17(9):1516-24.
11. Bailey IL, Lovie JE. New design principles for visual acuity letter charts. *Am J Optometry Physiol Opt*. 1976 Nov;53(11):740-5.
12. Ferris FL, Bailey I. Standardizing the measurement of visual acuity for clinical research studies. *Ophthalmology*. 1996 Jan;103(1):181-2.

13. British Standard 4274-1. Visual acuity test types. Londres: British Standards Institute; 2003.
14. Kohnen T. New abbreviations for visual acuity values. J Cataract Refract Surg. 2009 Jul;35(7):1145.
15. Legge GE, Ross JA, Isenberg LM, LaMay JM. Psychophysics of reading. Clinical predictors of low-vision reading speed. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1992 Mar;33(3):677-87.
16. Bailey II, Lovie JE. The design and use of a new near-vision chart. Am J Optom Physiol Opt. 1980 Jun;57(6):378-87.
17. Legge GE, Ross JA, Luebker A, LaMay JM. Psychophysics of reading. VIII. The Minnesota Low-Vision Reading Test. Optom Vis Sci. 1989 Dec;66(12):843-53.
18. Mansfield J, Ahn S, Legge G, Luebker A. A new reading-acuity chart for normal and low vision. En: Ophthalmic & visual optics / noninvasive assessment of the visual system technical digest. Washington, DC: Optical Society of America; 1993; p. 232-5.
19. Colenbrander A. The Colenbrander low vision measurement system. Disponible en: http://www.ski.org/Colenbrander/Images/LV_system.pdf.
20. Radner W, Obermayer W, Richter-Mueksch S, Willinger U, Velikay-Parel M, Eisenwort B. The validity and reliability of short German sentences for measuring reading speed. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2002 Jun;240(6):461-7.
21. Ferris FL, Kassoff A, Bresnick GH, Bailey I. New visual acuity charts for clinical research. Am J Ophthalmol. 1982 Jul;94(1):91-6.
22. Alió JL, Radner W, Plaza-Puche AB, Ortiz D, Neipp MC, Quiles MJ, et al. Design of short Spanish sentences for measuring reading performance: Radner-Vissum test. J Cataract Refract Surg. 2008 Apr;34(4):638-42.
23. Pieh S, Kellner C, Hanselmayer G, Lackner B, Schmidinger G, Walkow T, et al. Comparison of visual acuities at different distances and defocus curves. J Cataract Refract Surg. 2002 Nov;28(11):1964-7.
24. Schmidinger G, Geitzenauer W, Hahsle B, Klemen UM, Skorpik C, Pieh S. Depth of focus in eyes with diffractive bifocal and refractive multifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg. 2006 Oct;32(10):1650-6.

25. Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Naroo SA, Davies LN, Bhogal GK, Kipioti A, et al. Multifocal intraocular lens differentiation using defocus curves. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012 Jun 22;53(7):3920-6.
26. Wolffsohn JS, Jinabhai AN, Kingsnorth A, Sheppard AL, Shehzad NA, Shah S, et al. Exploring the optimum step size for defocus curves. *J Cataract Refract Surg.* 2013 Jun;39(6):873-80.
27. Nadler MP, Miller D, Nadler DJ, eds. Terms and concepts. En: Glare and contrast sensitivity for clinicians. New York: Springer Verlag; 1990; p. 16-27.
28. Ginsburg AP. Next generation contrast sensitivity testing. En: Rosenthal B, Cole R, eds. Functional assessment of low vision. St Louis: Mosby Year Book Inc; 1996; p. 77-88.
29. Alward WLM. Glaucoma: los requisitos en oftalmología. Editorial Mosby; 2000.
30. Van der Berg TJ, Franssen L, Coppens JE. Ocular media clarity and straylight. En: Dart AD, Bershare JC, Dana R, editors. *Encyclopedia of the eye.* Oxford: Academic Press; 2010; vol. 3; p. 173-83.
31. Fan-Paul NI, Li J, Sullivan J, Floriakis GJ. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Surv Ophthalmol.* 2002 Nov-Dec;47(6):533-46.
32. Barraquer RI, Montenegro G, Michael R. Medición de la luz dispersa (straylight) como parámetro de calidad visual. En: SECOIR, editor. *Métodos diagnósticos de segmento anterior.* Madrid; Macline; 2011; p. 338-51.
33. Villa C, Gutiérrez R, Jiménez JR, González-Meijome JM. Night vision disturbances after successful LASIK surgery. *Br J Ophthalmol.* 2007 Aug;91(8):1031-7.
34. Alba-Bueno F, Vega F, Millán MS. Halos y lentes intraoculares multifocales: origen e interpretación. *Arch Soc Esp Oftalmol.* 2014 Oct;89(10):397-404.
35. Poyales F, Garzón N. Halometría. En: SECOIR, editor. *Métodos diagnósticos de segmento anterior.* Madrid; Macline; 2011; p. 385-94.
36. Ortiz C, Castro JJ, Alarcón A, Soler M, Anera RG. Quantifying age-related differences in visual-discrimination capacity: drivers with and without visual impairment. *Appl Ergon.* 2013 Jul;44(4):523-31.

37. McDonnell PJ, Mangione C, Lee P, Lindblad AS, Spritzer KL, Berry S, Hays RD. Responsiveness of the National Eye Institute Refractive Error Quality of Life instrument to surgical correction of refractive error. *Ophthalmology*. 2003 Dec;110(12):2302-9.
38. Nichols JJ, Mitchell GL, Saracino M, Zadnik K. Reliability and validity of refractive error-specific quality-of-life instruments. *Arch Ophthalmol*. 2003 Sep;121(9):1289-96.
39. Norn M, Jensen OA. Marius Tscherning (1854-1939): His life and work in optical physiology. *Acta Ophthalmol Scand*. 2004 Oct;82(5):501-8.
40. Howland B, Howland HC. Subjective measurement of high-order aberrations of the eye. *Science*. 1976 Aug 13;193(4253):580-2.
41. Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 1994 Jul;11(7):1949-57.
42. Llovet F. Calidad visual en LASIK hipermetrópico. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Departamento de Oftalmología. 2007.
43. Klyce SD, Karon MD, Smolek MK. Advantages and disadvantages of the Zernike expansion for representing wave aberration of the normal and aberrated eye. *J Refract Surg*. 2004 Sep-Oct;20(5):S537-41.
44. Johnson AM, Eastwood RJ, Greenaway AH. Calculation and correction of subaperture tilt aberration modes in synthesis imaging. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2012 May;29(5):757-66.
45. Eastwood RJ, Johnson AM, Greenaway AH. Calculation and correction of piston phase aberration in synthesis imaging. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2009 Jan;26(1):195-205.
46. Rosas A. Una aproximación a la Tecnología De Frentes de Onda: Bases de Aberrometría (Primera parte). *Rev Soc Colomb Oftalmol*. 2005;38:68-81.
47. Vidal R. Entendiendo e interpretando las aberraciones ópticas. *Cienc Tecnol para la Salud Vis y Ocul*. 2011;9:105-22.

48. Wang L, Dai E, Koch DD, Nathoo A. Optical aberrations of the human anterior cornea. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Aug;29(8):1514-21.
49. De Gracia P, Dorronsoro C, Gamba E, Marin G, Hernández M, Marcos S. Combining coma with astigmatism can improve retinal image over astigmatism alone. *Vision Res*. 2010 Sep;50(19):2008-14.
50. Piñero-Llorens DP, Ortiz-Márquez D. La aberración esférica ocular: inducción y corrección quirúrgica. *Gac Opt*. 2008;424:20-6.
51. Barraquer RI, Álvarez De Toledo J. Queratoplastias: Nuevas Técnicas Para El Siglo XXI. Madrid, España: Sociedad Española de Oftalmología; 2016.
52. Cheng X, Thibos LN, Bradley A. Estimating visual quality from wavefront aberration measurements. *J Refract Surg*. 2003 Sep-Oct;19(5):S579-84.
53. Montés-Micó R, Alió JL, Muñoz G, Pérez-Santonja JJ, Charman WN. Postblink changes in total and corneal aberrations. *Ophthalmology*. 2004 Apr;111(4):758-67.
54. Carkeet A, Velaedan S, Tan YK, Lee DY, Tan DT. Higher order ocular aberrations after cycloplegic and non-cycloplegic pupil dilation. *J Refract Surg*. 2003 May-Jun;19(3):316-22.
55. Cadarso L, Iglesias A, Ollero A, Pita B, Montés-Micó R. Postoperative optical aberrations in eyes implanted with AcrySof spherical and aspheric intraocular lenses. *J Refract Surg*. 2008 Oct;24(8):811-6.
56. Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Aspheric IOLs – Matching corneal and IOL wavefront. En: Chang DF, editor. *Mastering refractive IOLs. The art and the science*. NJ, USA: Slack Inc. Thorofare; 2008; p. 282-5.
57. Maeda N. Evaluación de la calidad óptica corneal para los LIOs Premium con el Pentacam HR en tomografía corneal basada en la elevación. Londres: Jaypee-Highlights Medical Publishers. 2012; p. 197-203.
58. Cadarso L. Nomograma para la implantación de Intacs en la ectasia corneal. En: Cezón J, editor. *Técnicas de modelado corneal desde la Ortoqueratología hasta el Cross-linking*. Madrid: SECOIR; 2009; p. 332-4.

59. Lanchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH, Chang DF, Breen M, Padrick T, et al. Intraoperative refractive biometry for predicting intraocular lens power calculation after prior myopic refractive surgery. *Ophthalmology*. 2014 Jan;121(1):56-60.
60. Thiagarajan M, McClenaghan R, Anderson DF. Comparison of visual performance with an aspheric intraocular lens and a spherical intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2011 Nov;37(11):1993-2000.
61. Arias A, Andrés Y, Seijas O. Lentes intraoculares de perfil esférico. En: Lorente R, Mendicute J, eds. *Cirugía del cristalino. LXXXIV Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Oftalmología*. Madrid: Mac Line; 2008; p. 815-23.
62. *Ophthalmology Clinical Pearls A Quick Guide to Crystalens*, © 2010 Bausch & Lomb Incorporated.
63. Wolter-Roessler M, Kückel M. Implantation of multifocal add-on IOLs simultaneously with cataract surgery: results of a prospective study. *Klin Monbi Augenheilkd*. 2010 Aug;227(8):653-6.
64. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Orti S, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Refractive and visual results after implantation of the AcrySof ReSTOR IOL in high and low hyperopic eyes. *Eur J Ophthalmol*. 2009 Sep-Oct;19(5):748-53.
65. Wolffsohn JS, Davies LN, Gupta N, et al. Mechanism of action of the tetraflex accommodative intraocular lens. *J Refract Surg*. 2010 Nov;26(11):858-62.
66. Mojzis P, Peña-García P, Liehneova I, Ziak P, Alió JL. Outcomes of a new diffractive trifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2014 Jan;40(1):60-9.
67. Hamid A. Early results with the Symphony IOL. *Cataract and Refractive Surgery Today*. 2014 oct.
68. Weeber HA, Piers PA. Theoretical performance of intraocular lenses correcting both spherical and chromatic aberration. *J Refract Surg*. 2012 Jan;28(1):48-52.
69. Artal P, Manzanera S, Piers P, Weeber H. Visual effect of the combined correction of spherical and longitudinal chromatic aberrations. *Opt Express*. 2010 Jan;18(2):1637-48.

70. Schmickler S, Bautista CP, Goes F, Shah S, Wolffsohn JS. Clinical evaluation of a multifocal aspheric diffractive intraocular lens. *Br J Ophthalmol*. 2013 Dec;97(12):1560-4.
71. Gupta N, Wolffsohn JS, Naroo SA. Optimizing measurement of subjective amplitude of accommodation with defocus curves. *J Cataract Refract Surg*. 2008 Aug;34(8):1329-38.
72. Knorz MC, Claessens D, Schaefer RC, Seiberth V, Liesenhoff H. Evaluation of contrast acuity and defocus curve in bifocal and monofocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 1993 Jul;19(4):513-23.
73. Vingolo EM, Carnevale C, Fragiotta S, Rigoni E, Iacobelli L. Visual outcomes and contrast sensitivity after bilateral implantation of multifocal intraocular lenses with +2.50 or +3.0 diopter addition: 12-month follow-up. *Semin Ophthalmol*. 2017;32(5):588-92.
74. Ngo C, Singh M, Sng C, Loon SC, Chan YH, Thean L. Visual acuity outcomes with SA60D3, SN60D3, and ZM900 multifocal IOL implantation after phacoemulsification. *J Refract Surg*. 2010 Mar;26(3):177-82.
75. De Medeiros AL, de Araújo Rolim AG, Motta AFP, Ventura BV, Vilar C, Chaves MAPD, Carricondo PC, Hida WT. Comparison of visual outcomes after bilateral implantation of a diffractive trifocal intraocular lens and blended implantation of an extended depth of focus intraocular lens with a diffractive bifocal intraocular lens. *Clin Ophthalmol*. 2017 Oct;11:1911-6.
76. Chaves MA, Hida WT, Tzeliks PF, Gonçalves MR, Nogueira Fde B, Nakano CT, Motta AF, Araújo AG, Alves MR. Comparative study on optical performance and visual outcomes between two diffractive multifocal lenses: AMO Tecnis® ZMB00 and AcrySof® IQ ReSTOR® Multifocal IOL SN6AD1. *Arq Bras Oftalmol*. 2016 May-Jun;79(3):171-6.
77. Chang JSM. Bilateral implantation of a single-piece bifocal diffractive intraocular lens in presbyopic patients: a prospective case series. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila)*. 2019 Jan-Feb;8(1):12-21.
78. Frings A, Steinberg J, Linke SJ, Druchkiv V, Katz T. Multifocal intraocular lens (MIOL) surgery in young non-presbyopic ametropes: Reasonable and safe?. *Ophthalmologe*. 2017 Aug;114(8):722-7.

79. Joshi RS. Diffractive multifocal intraocular lens compared to pseudo-accommodative intraocular lens implant for unilateral cataracts in pre-presbyopic patients. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2013 Jul-Sep;20(3):207-11.
80. Ram J, Agarwal A, Kumar J, Gupta A. Bilateral implantation of multifocal versus monofocal intraocular lens in children above 5 years of age. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2014 Mar;252(3):441-7.
81. Jacobi PC, Dietlein TS, Konen W. Multifocal intraocular lens implantation in pediatric cataract surgery. *Ophthalmology*. 2001 Aug;108(8):1375-80.
82. Cristóbal JA, Remón L, Del Buey MÁ, Montés-Micó R. Multifocal intraocular lenses for unilateral cataract in children. *J Cataract Refract Surg*. 2010 Dec;36(12):2035-40.
83. Ogawa T, Shiba T, Tsuneoka H. Usefulness of implantation of diffractive multifocal intraocular lens in eyes with long axial lengths. *J Ophthalmol*. 2015;2015:956046.
84. Zhu X, He W, Zhang Y, Chen M, Du Y, Lu Y. Inferior decentration of multifocal intraocular lenses in myopic eyes. *Am J Ophthalmol*. 2018 Apr;188:1-8.
85. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Ortí S, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Differences in visual performance of AcrySof ReSTOR IOL in high and low myopic eyes. *Eur J Ophthalmol*. 2010 Mar-Apr;20(2):333-9.
86. Bautista CP, González DC, Gómez AC. Evolution of visual performance in 70 eyes implanted with the Tecnis® ZMB00 multifocal intraocular lens. *Clin Ophthalmol*. 2012;6:403-7.
87. Chang JS, Ng JC, Chan VK, Law AK. Visual outcomes and patient satisfaction after refractive lens exchange with a single-piece diffractive multifocal intraocular lens. *J Ophthalmol*. 2014;2014:458296.
88. Cochener B. Prospective clinical comparison of patient outcomes following implantation of trifocal or bifocal intraocular lenses. *J Refract Surg*. 2016 Mar;32(3):146-51.
89. Chang JS, Ng JC, Chan VK, Law AK. Visual outcomes, quality of vision, and quality of life of diffractive multifocal intraocular lens implantation after myopic laser in situ keratomileusis: a prospective, observational case series. *J Ophthalmol*. 2017;2017:6459504.

90. Martínez-de-la-Casa JM, Carballo-Álvarez J, García-Bella J, Vázquez-Moliní JM, Morales L, Sanz-Fernández JC, Polo V, García-Feijoo J. Photopic and mesopic performance of 2 different trifocal diffractive intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol*. 2017 Jan/Feb;27(1):26-30.
91. Chang DH. Visual acuity and patient satisfaction at varied distances and lighting conditions after implantation of an aspheric diffractive multifocal one-piece intraocular lens. *Clin Ophthalmol*. 2016 Aug;10:1471-7.
92. García-Pérez JL, Gros-Otero J, Sánchez-Ramos C, Blázquez V, Contreras I. Short term visual outcomes of a new trifocal intraocular lens. *BMC Ophthalmol*. 2017 May;17(1):72.
93. Altemir-Gómez I, Millán MS, Vega F, Bartol-Puyal F, Giménez-Calvo G, Larrosa JM, Polo V, Pablo LE, García-Martín E. Comparison of visual and optical quality of monofocal versus multifocal intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol*. 2019 Feb 10;1120672119827858.
94. Ye PP, Li X, Yao K. Visual outcome and optical quality after bilateral implantation of aspheric diffractive multifocal, aspheric monofocal and spherical monofocal intraocular lenses: a prospective comparison. *Int J Ophthalmol*. 2013 Jun;6(3):300-6.
95. Akaishi L, Vaz R, Vilella G, Garcez RC, Tzelikis PF. Visual performance of Tecnis ZM900 diffractive multifocal IOL after 2500 implants: a 3-year follow-up. *J Ophthalmol*. 2010;2010. pii: 717591.
96. Lubiński W, Gronkowska-Serafin J, Podboraczyńska-Jodko K. Clinical outcomes after cataract surgery with implantation of the Tecnis ZMB00 multifocal intraocular lens. *Med Sci Monit*. 2014 Jul 15;20:1220-6.
97. Calvo-Sanz JA, Sánchez-Tena MA. Characterization of optical performance with defocusing curve: analysis of two refractive intraocular lens models with high and medium addition. *J Optom*. 2018 Oct 31. pii: S1888-4296(18)30086-4.
98. Albarrán-Diego C, Muñoz G, Rohrweck S, García-Lázaro S, Albero JR. Validity of automated refraction after segmented refractive multifocal intraocular lens implantation. *Int J Ophthalmol*. 2017 Nov;10(11):1728-33.
99. Lan J, Huang YS, Dai YH, Wu XM, Sun JJ, Xie LX. Visual performance with accommodating and multifocal intraocular lenses. *Int J Ophthalmol*. 2017 Feb;10(2):235-40.

100. Yamauchi T, Tabuchi H, Takase K, Ohsugi H, Ohara Z, Kiuchi Y. Comparison of visual performance of multifocal intraocular lenses with same material monofocal intraocular lenses. *PLoS One*. 2013 Jun;8(6):e68236.
101. He W, Qiu X, Zhang S, Du Y, Zhang Y, Lu Y, Zhu X. Comparison of long-term decentration and tilt in two types of multifocal intraocular lenses with OPD-Scan III aberrometer. *Eye (Lond)*. 2018 Jul;32(7):1237-43.
102. Cochener B, Boutillier G, Lamard M, Auberger-Zagnoli C. A comparative evaluation of a new generation of diffractive trifocal and extended depth of focus intraocular lenses. *J Refract Surg*. 2018 Aug;34(8):507-14.
103. Jun I, Choi YJ, Kim EK, Seo KY, Kim TI. Internal spherical aberration by ray tracing-type aberrometry in multifocal pseudophakic eyes. *Eye (Lond)*. 2012 Sep;26(9):1243-8.
104. Zeng M, Liu Y, Liu X, Yuan Z, Luo L, Xia Y, Zeng Y. Aberration and contrast sensitivity comparison of aspherical and monofocal and multifocal intraocular lens eyes. *Clin Exp Ophthalmol*. 2007 May-Jun;35(4):355-60.
105. Ortiz D, Alió JL, Bernabéu G, Pongo V. Optical performance of monofocal and multifocal intraocular lenses in the human eye. *J Cataract Refract Surg*. 2008 May;34(5):755-62.
106. Porter J, Yoon G, Lozano D, Wolfing J, Tumbar R, Macrae S, Cox IG, Williams DR. Aberrations induced in wavefront-guided laser refractive surgery due to shifts between natural and dilated pupil center locations. *J Cataract Refract Surg*. 2006 Jan;32(1):21-32.
107. Kamiya K. Pupil size and postoperative visual function. En: Bissen-Miyajima H, Koch DD, Weikert MP, eds. *Cataract surgery: maximizing outcomes through research*. Tokio, Japón. Springer Japan. 2014; 1-12.
108. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F. Correlation between pupillary size and intraocular lens decentration and visual acuity of a zonal-progressive multifocal lens and a monofocal lens. *Ophthalmology*. 2001 Nov;108(11):2011-7.
109. De Vries NE, Nuijts RM. Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: literature review of benefits and side effects. *J Cataract Refract Surg*. 2013 Feb;39(2):268-78.

110. Birren JE, Casperson RC, Botwinick J. Age changes in pupil size. *J Gerontol.* 1950 Jul;5(3):216-21.
111. Koch DD, Samuelson SW, Villarreal R, Haft EA, Kohnen T. Changes in pupil size induced by phacoemulsification and posterior chamber lens implantation: consequences for multifocal lenses. *J Cataract Refract Surg.* 1996 Jun;22(5):579-84.
112. Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfactions in patients with multifocal IOL implantation. *Eye (Lond).* 2011 Sep;25(9):1187-93.
113. García-Bella J, Ventura-Abreu N, Morales-Fernández L, Talavera-González P, Carballo-Álvarez J, Sanz-Fernández JC, Vázquez-Moliní JM, Martínez-de-la-Casa JM. Visual outcomes after progressive apodized diffractive intraocular lens implantation. *Eur J Ophthalmol.* 2018 May;28(3):282-6.
114. Pazo EE, McNeely RN, Richoz O, Nesbit MA, Moore TCB, Moore JE. Pupil influence on the quality of vision in rotationally asymmetric multifocal IOLs with surface-embedded near segment. *J Cataract Refract Surg.* 2017 Nov;43(11):1420-9.
115. Artigas JM, Menezo JL, Peris C, Felipe A, Díaz-Llopis M. Image quality with multifocal intraocular lenses and the effect of pupil size: comparison of refractive and hybrid refractive-diffractive designs. *J Cataract Refract Surg.* 2007 Dec;33(12):2111-7.
116. Salati C, Salvétat ML, Zeppieri M, Brusini P. Pupil size influence on the intraocular performance of the multifocal AMO-Array intraocular lens in elderly patients. *Eur J Ophthalmol.* 2007 Jul-Aug;17(4):571-8.
117. Cillino G, Casuccio A, Pasti M, Bono V, Mencucci R, Cillino S. Working-age cataract patients: visual results, reading performance, and quality of life with three diffractive multifocal intraocular lenses. *Ophthalmology.* 2014 Jan;121(1):34-44.
118. Bartol-Puyal FA, Talavera P, Giménez G, Altemir I, Larrosa JM, Polo V, Pablo LE. Reading and quality of life differences between Tecnis ZCB00 monofocal and Tecnis ZMB00 multifocal intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol.* 2017 Jun;27(4):443-53.

119. Pedrotti E, Mastropasqua R, Bonetto J, Demasi C, Aiello F, Nucci C, Mariotti C, Marchini G. Quality of vision, patient satisfaction and long-term visual function after bilateral implantation of a low addition multifocal intraocular lens. *Int Ophthalmol*. 2018 Aug;38(4):1709-16.
120. Lin HT, Chen WR, Ding ZF, Chen W, Wu CR. Clinical evaluation of two multifocal intraocular lens implantation patterns. *Int J Ophthalmol*. 2012;5(1):76-83.
121. Zhang F, Sugar A, Jacobsen G, Collins M. Visual function and spectacle independence after cataract surgery: bilateral diffractive multifocal intraocular lenses versus monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg*. 2011 May;37(5):853-8.
122. Alió JL, Plaza-Puche AB, Piñero DP, Amparo F, Rodríguez-Prats JL, Ayala MJ. Quality of life evaluation after implantation of 2 multifocal intraocular lens models and a monofocal model. *J Cataract Refract Surg*. 2011 Apr;37(4):638-48.
123. Kohnen T, Allen D, Boureau C, Dublineau P, Hartmann C, Mehdorn E, Rozot P, Tassinari G. European multicenter study of the AcrySof ReSTOR apodized diffractive intraocular lens. *Ophthalmology*. 2006 Apr;113(4):584.
124. Javitt JC, Steinert RF. Cataract extraction with multifocal intraocular lens implantation: a multinational clinical trial evaluating clinical, functional, and quality-of-life outcomes. *Ophthalmology*. 2000 Nov;107(11):2040-8.
125. Fernández-Vega L, Alfonso JF, Baamonde MB, Montés-Micó R. Symmetric bilateral implantation of a distance-dominant diffractive bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2007 Nov;33(11):1913-7.
126. Jacobi FK, Kammann J, Jacobi KW, Grosskopf U, Walden K. Bilateral implantation of asymmetrical diffractive multifocal intraocular lenses. *Arch Ophthalmol*. 1999 Jan;117(1):17-23.
127. Pomerance GN, Evans DW. Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1994 Aug;35(9):3357-61.

128. Palomino Bautista C, Carmona González D, Castillo Gómez A, Bescos JA. Evolution of visual performance in 250 eyes implanted with the Tecnis ZM900 multifocal IOL. *Eur J Ophthalmol*. 2009 Sep-Oct;19(5):762-8.
129. Packer M, Chu YR, Waltz KL, Donnenfeld ED, Wallace RB 3rd, Featherstone K, Smith P, Bentow SS, Tarantino N. Evaluation of the aspheric Tecnis multifocal intraocular lens: one-year results from the first cohort of the food and drug administration clinical trial. *Am J Ophthalmol*. 2010 Apr;149(4):577-84.
130. Souza CE, Muccioli C, Soriano ES, Chalita MR, Oliveira F, Freitas LL, Meire LP, Tamaki C, Belfort R Jr. Visual performance of AcrySof ReSTOR apodized diffractive IOL: a prospective comparative trial. *Am J Ophthalmol*. 2006 May;141(5):827-32.
131. Sheppard AL, Shah S, Bhatt U, Bhogal G, Wolffsohn JS. Visual outcomes and subjective experience after bilateral implantation of a new diffractive trifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2013 Mar;39(3):343-9.
132. Carballo-Álvarez J, Vázquez-Moliní JM, Sanz-Fernández JC, García-Bella J, Polo V, García-Feijoo J, Martínez-de-la-Casa JM. Visual outcomes after bilateral trifocal diffractive intraocular lens implantation. *BMC Ophthalmol*. 2015 Mar;15:26.
133. Muñoz G, Albarrán-Diego C, Ferrer-Blasco T, Sakla HF, García-Lázaro S. Visual function after bilateral implantation of a new zonal refractive aspheric multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2011 Nov;37(11):2043-52.
134. Santhiago MR, Wilson SE, Netto MV, Espíndola RF, Shah RA, Ghanem RC, Bechara SJ, Kara-Junior N. Visual performance of an apodized diffractive multifocal intraocular lens with +3.00-d addition: 1-year follow-up. *J Refract Surg*. 2011 Dec;27(12):899-906.
135. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Baamonde MB, Montés-Micó R. Prospective visual evaluation of apodized diffractive intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2007 Jul;33(7):1235-43.
136. Voskresenskaya A, Pozdeyeva N, Pashtaev N, Batkov Y, Treushnicov V, Cherednik V. Initial results of trifocal diffractive IOL implantation. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2010 Sep;248(9):1299-306.

137. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Blázquez JI, Montés-Micó R. Visual function comparison of 2 aspheric multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Feb;38(2):242-8.
138. Bilbao-Calabuig R, González-López F, Amparo F, Álvarez G, Patel SR, Llovet-Osuna F. Comparison between mix-and-match implantation of bifocal intraocular lenses and bilateral implantation of trifocal intraocular lenses. *J Refract Surg.* 2016 Oct;32(10):659-63.
139. Alió JL, Piñero DP, Plaza-Puche AB, Chan MJ. Visual outcomes and optical performance of a monofocal intraocular lens and a new-generation multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Feb;37(2):241-50.
140. Alió JL, Grabner G, Plaza-Puche AB, Rasp M, Piñero DP, Seyeddain O, Rodríguez-Prats JL, Ayala MJ, Moreu R, Hohensinn M, Riha W, Dextl A. Postoperative bilateral reading performance with 4 intraocular lens models: six-month results. *J Cataract Refract Surg.* 2011 May;37(5):842-52.
141. Rasp M, Bacherneegg A, Seyeddain O, Ruckhofer J, Emesz M, Stoiber J, Grabner G, Dextl AK. Bilateral reading performance of 4 multifocal intraocular lens models and a monofocal intraocular lens under bright lighting conditions. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Nov;38(11):1950-61.
142. Kohnen T, Hemkepler E, Herzog M, Schönbrunn S, De Lorenzo N, Petermann K, Böhm M. Visual outcomes after implantation of a segmental refractive multifocal intraocular lens following cataract surgery. *Am J Ophthalmol.* 2018 Jul;191:156-65.
143. Kim M, Kim JH, Lim TH, Cho BJ. Comparison of reading speed after bilateral bifocal and trifocal intraocular lens implantation. *Korean J Ophthalmol.* 2018 Apr;32(2):77-82.
144. Akkuş ÖG, Petriçli IS. Comparison of visual outcomes and reading performance after bilateral implantation of multifocal intraocular lenses with bilateral monofocal intraocular lenses. *Int Ophthalmol.* 2018 Jun;38(3):1011-9.
145. Akkaya Turhan S, Toker E. Postoperative evaluation of bilateral reading performance with two intraocular lenses: twelve-month results. *Eye Contact Lens.* 2018 Sep;44 Suppl 1:S233-S237.

146. Alba-Bueno F, Garzón N, Vega F, Poyales F, Millán MS. Patient-perceived and laboratory-measured halos associated with diffractive bifocal and trifocal intraocular lenses. *Curr Eye Res.* 2018 Jan;43(1):35-42.
147. Castro JJ, Jiménez JR, Ortiz C, Alarcón A, Anera RG. New testing software for quantifying discrimination capacity in subjects with ocular pathologies. *J Biomed Opt.* 2011 Jan-Feb;16(1):015001.
148. De Vries NE, Webers CA, Montés-Micó R, Tahzib NG, Cheng YY, de Brabander J, Hendrikse F, Nuijts RM. Long-term follow-up of a multifocal apodized diffractive intraocular lens after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2008 Sep;34(9):1476-82.
149. Toto L, Falconio G, Vecchiarino L, Scorgia V, Di Nicola M, Ballone E, Mastropasqua L. Visual performance and biocompatibility of 2 multifocal diffractive IOLs: six-month comparative study. *J Cataract Refract Surg.* 2007 Aug;33(8):1419-25.
150. Blaylock JF, Si Z, Prescott C, Aitchison S. Intermediate optimization of vision with bilateral nonaspheric multifocal intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Feb;35(2):303-11.
151. Alfonso JF, Fernández-Vega L, Puchades C, Montés-Micó R. Intermediate visual function with different multifocal intraocular lens models. *J Cataract Refract Surg.* 2010 May;36(5):733-9.
152. Alfonso JF, Puchades C, Fernández-Vega L, Montés-Micó R, Valcárcel B, Ferrer-Blasco T. Visual acuity comparison of 2 models of bifocal aspheric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Apr;35(4):672-6.
153. Plaza-Puche AB, Alió JL. Analysis of defocus curves of different modern multifocal intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol.* 2016 Aug;26(5):412-7.
154. Liu X, Xie L, Huang Y. Comparison of the visual performance after implantation of bifocal and trifocal intraocular lenses having an identical platform. *J Refract Surg.* 2018 Apr;34(4):273-80.

155. Monaco G, Gari M, Di Censo F, Poscia A, Ruggi G, Scialdone A. Visual performance after bilateral implantation of 2 new presbyopia-correcting intraocular lenses: trifocal versus extended range of vision. *J Cataract Refract Surg*. 2017 Jun;43(6):737-47.

ANEXOS

ANEXO I. DIVULGACIÓN CIENTÍFICA

1. COMUNICACIONES EN CONGRESOS INTERNACIONALES

Talavero González P, Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Comparison of visual and contrast sensitivity outcomes between Tecnis ZMB00 multifocal intraocular lens and Tecnis ZMB00 monofocal intraocular lens. XXXIV Congress of the ESCRS. Copenhagen (Dinamarca). Septiembre 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Bartol Puyal F, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Clear vision range at near vision with Tecnis ZMB00 multifocal intraocular lens. XXXIV Congress of the ESCRS. Copenhagen (Dinamarca). Septiembre 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Bartol Puyal F, Altemir Gómez I, Pablo Júlvez LE, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM. Predictability of Tecnis ZCB00 intraocular lens calculous with third generation formulas. XXXIV Congress of the ESCRS. Copenhagen (Dinamarca). Septiembre 2016.

Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Talavero González P, Altemir Gómez I, Larrosa Poves JM, Polo Llorens V, Pablo Júlvez LE. Quality of life perception and reading quality after implantation of multifocal and monofocal intraocular lenses. XXXIV Congress of the ESCRS. Copenhagen (Dinamarca). Septiembre 2016.

2. COMUNICACIONES EN CONGRESOS NACIONALES

Talavero González P, Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Comparación de los resultados visuales entre lente multifocal difractiva Tecnis ZMB00 con foco para la visión próxima y monofocal. XXVII Congreso de la Sociedad Aragonesa de Oftalmología. Zaragoza. Noviembre 2016.

Talavero González P, Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Estudio comparativo de la sensibilidad al contraste entre la lente multifocal difractiva Tecnis ZMB00 y la monofocal ZCB00. XXVII Congreso de la Sociedad Aragonesa de Oftalmología. Zaragoza. Noviembre 2016.

Bartol Puyal F, De León Monzón LP, Ciprés Alastuey M, Rodrigo Sanjuán MJ, Obis Alfaro J, Talavero González P, Larrosa Poves JM, Polo Llorens V. Comparación de los resultados sobre lectura en visión próxima entre la lente intraocular multifocal Tecnis ZMB00 y la monofocal Tecnis ZCB00 tras cirugía de catarata. XXVII Congreso de la Sociedad Aragonesa de Oftalmología. Zaragoza. Noviembre 2016.

Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Talavero González P, Altemir Gómez I, Larrosa Poves JM, Polo Llorens V, Pablo Júlvez LE. Diferencias en cuanto a calidad de vida evaluada mediante cuestionario entre lente monofocal y multifocal difractiva. XXVII Congreso de la Sociedad Aragonesa de Oftalmología. Zaragoza. Noviembre 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Bartol Puyal F, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Rango de visión nítida en visión próxima con la lente multifocal ZMB00. XXVII Congreso de la Sociedad Aragonesa de Oftalmología. Zaragoza. Noviembre 2016.

Talavero González P, Altemir Gómez I, Pablo Júlvez LE. Análisis visual y sensibilidad al contraste con lente intraocular multifocal Tecnis ZMB00 frente a monofocal. 92 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología (SEO). Málaga. Septiembre 2016.

Altemir Gómez I, Talavero González P, Bartol Puyal F, Larrosa Poves JM. Calidad de la función visual en pacientes implantados con lente intraocular multifocal difractiva versus lente monofocal. 92 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología (SEO). Málaga. Septiembre 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Larrosa Poves JM. Rango de visión nítida en visión próxima en la lente intraocular multifocal ZMB00. 92 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología (SEO). Málaga. Septiembre 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Bartol Puyal F, Polo Llorens V. Predictibilidad en el cálculo de la lente intraocular Tecnis ZCB00 con fórmulas de 3ª generación. 92 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología (SEO). Málaga. Septiembre 2016.

Giménez Calvo G, Altemir Gómez I, Talavero González P, Bartol Puyal F, Polo Llorens V. Evaluación de la calidad visual tras implante de lente intraocular multifocal ZMB00. 92 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología (SEO). Málaga. Septiembre 2016.

Talavero González P, Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM. Estudio comparativo de la sensibilidad al contraste: lente intraocular multifocal difractiva Tecnis® ZMB00 versus lente monofocal Tecnis® ZCB00. 31 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto refractiva (SECOIR). Murcia. Mayo 2016.

Talavero González P, Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Altemir Gómez I, Polo Llorens V, Larrosa Poves JM. Análisis de los resultados visuales tras cirugía de catarata con implante de lente intraocular multifocal Tecnis® ZMB00 versus lente intraocular monofocal. 31 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto refractiva (SECOIR). Murcia. Mayo 2016.

Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Talavero González P, Altemir Gómez I, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Comparación de los resultados en el test de velocidad lectora Radner-Vissum tras cirugía de catarata con implante de lente intraocular multifocal frente a monofocal. 31 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto refractiva (SECOIR). Murcia. Mayo 2016.

Bartol Puyal F, Giménez Calvo G, Talavero González P, Altemir Gómez I, Larrosa Poves JM, Pablo Júlvez LE. Comparación de la calidad de vida tras cirugía de catarata con implante de lente

intraocular multifocal Tecnis® ZMB00 frente a monofocal Tecnis® ZCB00. 31 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto refractiva (SECOIR). Murcia. Mayo 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Bartol Puyal F, Altemir Gómez I, Pablo Júlvez LE, Polo Llorens V. Rango de visión nítida en visión próxima en la lente intraocular multifocal ZMB00. 31 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto refractiva (SECOIR). Murcia. Mayo 2016.

Giménez Calvo G, Talavero González P, Bartol Puyal F, Altemir Gómez I, Pablo Júlvez LE, Polo Llorens V. Predictibilidad en el cálculo de la lente intraocular Tecnis® ZCB00 con fórmulas de 3ª generación. 31 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto refractiva (SECOIR). Murcia. Mayo 2016.

ANEXO II. NATIONAL EYE INSTITUTE

REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE

INSTRUMENT-42 (NEI RQL-42)

NATIONAL EYE INSTITUTE REFRACTIVE ERROR QUALITY OF LIFE INSTRUMENT -42 (NEI RQL-42)

Formato para autocompletar

Agosto 2001; Versión 1.0

RAND otorga el permiso para la utilización del cuestionario sobre calidad de vida NEI RQL-42 del Nacional Eye Institute de conformidad con las siguientes condiciones y que deberán ser asumidas como consecuencia de la aceptación y uso de este documento.

- 1) Aunque no se recomienda los cambios en el NEI RQL-42 se podrán formular sin el consentimiento escrito de RAND. Sin embargo todos estos cambios deberán estar claramente identificados como realizados por el usuario.
- 2) El usuario del NEI RQL-42 acepta la plena responsabilidad de los errores, omisiones o malas interpretaciones en la utilización del cuestionario como consecuencia de la traducción a otro idioma, y exonera a RAND de dichos cambios.
- 3) El usuario del NEI RQL 42 acepta la plena responsabilidad y se compromete a exonerar a RAND de las consecuencias resultantes de la utilización del mismo.
- 4) El usuario se compromete a que aparezca el reconocimiento de RAND y del Nacional Eye Institute en las publicaciones o análisis que se produzcan como resultado de la utilización del NEI RQL-42.
- 5) No es necesaria la autorización escrita para el uso del NEI RQL-42

INSTRUCCIONES:

El siguiente cuestionario pretende analizar los problemas y sensaciones que tiene usted sobre su visión así como el tratamiento proporcionado para mejorarla.

Por favor, después de cada pregunta elija la respuesta que mejor describa su situación. Tómese el tiempo que necesite para responder a cada pregunta.

Todas sus respuestas serán confidenciales.

El fin de este estudio es mejorar nuestro conocimiento sobre la tratamiento visual proporcionado y como afecta a su vida, por esta razón le agradecemos que sus respuestas sean lo más precisas posibles.

- 1) A ser posible, por favor, rellene el cuestionario personalmente.
- 2) Responda a todas las preguntas (a menos que se le pida saltar a la siguiente)
- 3) Responda marcando la casilla correspondiente.
- 4) Si no esta seguro como responder, marque la casilla que crea que mas se aproxima y si quiere escriba un comentario en el margen izquierdo.
- 5) Rellene el cuestionario antes de dejar el centro y entréguelo al personal del proyecto. No se lo lleve a casa.

DECLARACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD

Toda la información que permite la identificación de la persona que ha completado este cuestionario será considerada como estrictamente confidencial. Esta información se utilizará únicamente a los efectos de este estudio y no será divulgada ni utilizada con cualquier otro propósito sin el consentimiento previo, con excepción de lo requerido por la ley.

**NATIONAL EYE INSTITUTE
CUESTIONARIO NEI RQL-42**

Fecha

--	--

--	--

--	--	--	--

- 1. Si usted tuviera la visión perfecta sin gafas, lentes de contacto o cualquier otro tipo de corrección, ¿cómo cambiaría su vida?.**

(marque con una X la casilla que mejor describe su respuesta)

No habría diferencia	1	<input type="checkbox"/>
Habría una pequeña diferencia a mejor	2	<input type="checkbox"/>
Habría una gran diferencia a mejor	3	<input type="checkbox"/>
Actualmente es así/ Tengo esto ya	4	<input type="checkbox"/>

Las siguientes preguntas están relacionadas con los efectos de su visión en sus actividades.

Cuando responda a las preguntas, piense en la corrección que utiliza normalmente para cada actividad, incluyendo gafas, lentes de contacto, un sistema de aumento o ningún sistema.

- 2. ¿Qué dificultad tiene usted para realizar actividades que requieren una buena visión de cerca, tales como cocinar, arreglos en la casa, costura, utilizar herramientas manuales o trabajar con el ordenador?.**

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>
Nunca intento realizar estas actividades a causa de mi visión	5	<input type="checkbox"/>
Nunca realizo estas actividades por otras razones	6	<input type="checkbox"/>

3. ¿Que dificultad tiene usted para ver a causa de los cambios de nitidez o claridad en su visión a lo largo del día?.

No tengo cambios de claridad en mi visión	1	<input type="checkbox"/>
Ninguna dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Dificultad moderada	4	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	5	<input type="checkbox"/>

4. ¿Qué dificultad tiene usted para juzgar las distancias, como caminar cuesta abajo o aparcas el coche?.

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Dificultad moderada	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>

5. ¿Qué grado de dificultad tiene al ver objetos exteriores o laterales, como los coches que salen de caminos o calles laterales o las personas que salen de las puertas?.

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>

- 6. ¿Qué dificultad tiene usted en adaptarse a la oscuridad cuando pasa de una zona iluminada a un lugar oscuro, como en una plaza mal iluminada o cuando camina por una sala de cine oscura?.**

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>

- 7. ¿Qué grado de dificultad tiene usted para leer la letra normal de los periódicos?**

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>
Nunca leo el periódico por causa de mi visión	5	<input type="checkbox"/>

- 8. ¿Qué grado de dificultad tiene usted cuando lee letra pequeña de una guía telefónica, un prospecto de medicamentos o documentos jurídicos?**

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>
Nunca leo el periódico por causa de mi visión	5	<input type="checkbox"/>

9. ¿Qué grado de dificultad tiene usted para conducir de noche?

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>
Nunca conduzco por la noche a causa de mi visión	5	<input type="checkbox"/>
Nunca conduzco por otras razones	6	<input type="checkbox"/>

10. ¿Qué grado de dificultad tiene para usted conducir en condiciones difíciles como, mal tiempo, durante las horas punta, en autopistas o en el tráfico de la ciudad?.

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>
Nunca conduzco en esas condiciones a causa de mi visión	5	<input type="checkbox"/>
Nunca conduzco por otras razones	6	<input type="checkbox"/>

11. A causa de su visión ¿Qué dificultades tiene usted en sus actividades diarias?.

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>

12. A causa de su visión ¿Qué dificultades tiene usted para practicar deportes u otras actividades al aire libre que le gusten (como el senderismo, la natación, el aerobio, deportes de equipo o correr?).

Ninguna dificultad	1	<input type="checkbox"/>
Una pequeña dificultad	2	<input type="checkbox"/>
Moderada dificultad	3	<input type="checkbox"/>
Mucha dificultad	4	<input type="checkbox"/>
Nunca realizo estas actividades a causa de mi visión	5	<input type="checkbox"/>
Nunca realizo estas actividades por otras razones	6	<input type="checkbox"/>

Las siguientes preguntas están relacionadas sobre su visión.

13. ¿Necesita usted utilizar gafas, gafas bifocales o lupas cuando lee frases cortas o algo breve como direcciones, el menú de una carta o recetas de medicamentos?.

Si, siempre	1	<input type="checkbox"/>
Solo algunas veces	2	<input type="checkbox"/>
No	3	<input type="checkbox"/>

14. ¿Necesita usted utilizar gafas, gafas bifocales o lupas cuando lee textos largos o durante mucho tiempo, como un libro, el artículo de una revista o el periódico?

Si, siempre	1	<input type="checkbox"/>
Solo algunas veces	2	<input type="checkbox"/>
No	3	<input type="checkbox"/>

15. Cuándo conduce por la noche ¿necesita llevar gafas o lentes de contacto?

Si, siempre	1	<input type="text"/>
Si, algunas veces	2	<input type="text"/>
No	3	<input type="text"/>
No puedo conducir de noche por causa de mi visión	4	<input type="text"/>
No puedo conducir de noche por otras razones	5	<input type="text"/>

16. Al atardecer, cuando esta empezando a oscurecer, ¿necesita usted utilizar gafas o lentes de contacto para conducir?.

Si, siempre	1	<input type="text"/>
Si, algunas veces	2	<input type="text"/>
No	3	<input type="text"/>
No puedo conducir al atardecer por causa de mi visión	4	<input type="text"/>
No puedo conducir al atardecer por otras razones	5	<input type="text"/>

Cuando responda a estas preguntas, piense en la corrección que utiliza normalmente, *gafas, lentes de contacto, lupas.*

17. ¿Cuántas veces le molestan o incluso le impiden ver las luces brillantes en la noche produciendo halos luminosos?.

Siempre	1	<input type="text"/>
Casi siempre	2	<input type="text"/>
Algunas veces	3	<input type="text"/>
Casi nunca	4	<input type="text"/>
Nunca	5	<input type="text"/>

**18. ¿Con qué frecuencia sufre dolor o molestias en y alrededor de los ojos?
(por ejemplo, picor, quemazón).**

Todo el tiempo, siempre	1	<input type="checkbox"/>
La mayor parte del tiempo	2	<input type="checkbox"/>
Algunas veces	3	<input type="checkbox"/>
Casi nunca	4	<input type="checkbox"/>
Nunca	5	<input type="checkbox"/>

19. ¿Le molesta la sequedad de sus ojos?

No tengo sequedad	1	<input type="checkbox"/>
Nunca	2	<input type="checkbox"/>
Muy poco	3	<input type="checkbox"/>
Moderadamente	4	<input type="checkbox"/>
Bastante	5	<input type="checkbox"/>
Mucho	6	<input type="checkbox"/>

20. ¿Con que frecuencia le molestan los cambios en la claridad o luminosidad a lo largo del día?.

Nunca	1	<input type="checkbox"/>
Raramente	2	<input type="checkbox"/>
En ocasiones	3	<input type="checkbox"/>
Algunas veces	4	<input type="checkbox"/>
Todo el tiempo	5	<input type="checkbox"/>

21. ¿Con que frecuencia tiene usted preocupación por sus ojos o por su visión?

Nunca	1	<input type="text"/>
Raramente	2	<input type="text"/>
Ocasionalmente	3	<input type="text"/>
Algunas veces	4	<input type="text"/>
Todo el tiempo	5	<input type="text"/>

22. ¿Con que frecuencia se da cuenta, nota o piensa en sus ojos o su visión?

Nunca	1	<input type="text"/>
Raramente	2	<input type="text"/>
Ocasionalmente	3	<input type="text"/>
Algunas veces	4	<input type="text"/>
Todo el tiempo	5	<input type="text"/>

Cuando responda a estas preguntas, piense en la compensación de gafas, lentes de contacto, lupas o ninguna que utiliza normalmente.

23. En este momento, ¿Cómo de nítida es su visión con la corrección que utiliza normalmente, incluidas las gafas, lentes de contacto, lupas, la cirugía o nada en absoluto?.

Perfectamente nítida	1	<input type="text"/>
Bastante nítida	2	<input type="text"/>
Poco nítida	3	<input type="text"/>
No es nítida	4	<input type="text"/>

24. ¿Cuántas molestia siente en sus ojos y alrededor de ellos? (por ejemplo, quemazón, picor, dolor).

Ninguna	1	<input type="checkbox"/>
Leve	2	<input type="checkbox"/>
Moderado	3	<input type="checkbox"/>
Fuerte, Severa	4	<input type="checkbox"/>
Muy fuerte,Muy severa	5	<input type="checkbox"/>

25. ¿Con que frecuencia tiene dolores de cabeza que en su opinión están relacionados con su visión o corrección?

Nunca	1	<input type="checkbox"/>
Raramente	2	<input type="checkbox"/>
Ocasionalmente	3	<input type="checkbox"/>
Algunas veces	4	<input type="checkbox"/>
Todo el tiempo	5	<input type="checkbox"/>

26. ¿Cómo de satisfecho está usted con sus gafas, lentes de contacto, lupas u otra corrección (incluyendo la cirugía)?

Completamente satisfecho	1	<input type="checkbox"/>
Muy satisfecho	2	<input type="checkbox"/>
Algo satisfecho	3	<input type="checkbox"/>
Algo insatisfecho	4	<input type="checkbox"/>
Muy insatisfecho	5	<input type="checkbox"/>
Completamente insatisfecho	6	<input type="checkbox"/>

27. En cuanto a su apariencia ¿Cómo de satisfecho está usted con la corrección que usa (incluyendo gafas, lentes de contacto, lupas u otro tipo de corrección -incluyendo la cirugía-).

Completamente satisfecho	1	<input type="checkbox"/>
Muy satisfecho	2	<input type="checkbox"/>
Algo satisfecho	3	<input type="checkbox"/>
Algo insatisfecho	4	<input type="checkbox"/>
Muy insatisfecho	5	<input type="checkbox"/>
Completamente insatisfecho	6	<input type="checkbox"/>

28. Si usted tuviera la visión perfecta sin gafas, lentes de contacto u otro tipo de corrección, ¿Cuánto piensa que cambiaría su vida?.

No cambiaría	1	<input type="checkbox"/>
Un pequeño cambio a mejor	2	<input type="checkbox"/>
Un gran cambio a mejor	3	<input type="checkbox"/>
Yo ya lo tengo/Tengo esto ya	4	<input type="checkbox"/>

29. En cuanto a su apariencia ¿es el tipo de corrección que actualmente usa la mejor que tenido o llevado nunca?.

Si	1	<input type="checkbox"/>
No	2	<input type="checkbox"/>

30. En cuanto a su apariencia ¿Hay algún tipo de corrección mejor que la lleva ahora?.

Si	1	<input type="checkbox"/>
No	2	<input type="checkbox"/>

31. En las 4 últimas semanas ¿con que frecuencia ha utilizado algún tipo de corrección o tratamiento que le era incómodo, pero lo llevaba porque le hacía verse mejor?.

Siempre	1	<input type="checkbox"/>
Casi siempre	2	<input type="checkbox"/>
Algunas veces	3	<input type="checkbox"/>
Unas pocas veces	4	<input type="checkbox"/>
Nunca	5	<input type="checkbox"/>

32. En las 4 últimas semanas ¿con que frecuencia ha utilizado algún tipo de corrección que no le corregía su visión tan bien como otra, pero lo llevaba porque se veía o le sentaba mejor?

Siempre	1	<input type="checkbox"/>
Casi siempre	2	<input type="checkbox"/>
Algunas veces	3	<input type="checkbox"/>
Unas pocas veces	4	<input type="checkbox"/>
Nunca	5	<input type="checkbox"/>

33. Debido a su visión ¿considera que practica menos de lo que quisiera deportes u otras actividades al aire libre (como senderismo, natación, gimnasia, deportes de equipo o correr).

Si	1	<input type="checkbox"/>
No	2	<input type="checkbox"/>

34. ¿Hay algún tipo de actividad, entretenimiento o deportes que no practique debido a su visión o al tipo de corrección que lleva?

Si, muchas	1	<input type="checkbox"/>
Si, unas pocas	2	<input type="checkbox"/>
No	3	<input type="checkbox"/>

35. ¿Hay algún tipo de actividad cotidiana que le gustaría hacer pero no hace debido a su visión o al tipo de corrección que lleva?

Si, muchas	1	<input type="text"/>
Si, unas pocas	2	<input type="text"/>
No	3	<input type="text"/>

¿Ha experimentado alguno de los siguientes problemas en las últimas 4 semanas?. En caso afirmativo, ¿Cómo ha sido la molestia?.

Por favor, responda tanto si ha sido en uno o en ambos ojos.

		Marque una casilla	Si la respuesta es si, marque una casilla			
36.	Lagrimo	Si→	<input type="text"/>	Muy molesto	1	<input type="text"/>
		No	<input type="text"/>	Algo molesto	2	<input type="text"/>
			<input type="text"/>	Un poco molesto	3	<input type="text"/>
			<input type="text"/>	Nada molesto	4	<input type="text"/>
37.	Visión distorsionada	Si→	<input type="text"/>	Muy molesto	1	<input type="text"/>
		No	<input type="text"/>	Algo molesto	2	<input type="text"/>
			<input type="text"/>	Un poco molesto	3	<input type="text"/>
			<input type="text"/>	Nada molesto	4	<input type="text"/>
38	Deslumbramiento	Si→	<input type="text"/>	Muy molesto	1	<input type="text"/>
		No	<input type="text"/>	Algo molesto	2	<input type="text"/>
			<input type="text"/>	Un poco molesto	3	<input type="text"/>
			<input type="text"/>	Nada molesto	4	<input type="text"/>

		Marque una casilla	Si la respuesta es si, marque una casilla			
39.	Visión borrosa con su vista o con el tipo de corrección que usa	Si-→		Muy molesto	1	
		No		Algo molesto	2	
				Un poco molesto	3	
				Nada molesto	4	
40.	Problemas o dificultades a la hora de ver	Si-→		Muy molesto	1	
		No		Algo molesto	2	
				Un poco molesto	3	
				Nada molesto	4	
41.	Picor u hormigueo en sus ojos o alrededor de ellos	Si-→		Muy molesto	1	
		No		Algo molesto	2	
				Un poco molesto	3	
				Nada molesto	4	

¿Ha experimentado alguno de los siguientes problemas en las últimas 4 semanas?. En caso afirmativo, ¿Cómo ha sido la molestia?.

Por favor, responda tanto si ha sido en uno o en ambos ojos.

		Marque una casilla	Si la respuesta es si, marque una casilla			
42.	Dolor, cansancio o molestias en sus ojos	Si-→		Muy molesto	1	
		No		Algo molesto	2	
				Un poco molesto	3	
				Nada molesto	4	

ANEXO III. TABLAS DE RESULTADOS PARA **LA REALIZACIÓN DE LAS CURVAS DE** **DESENFOQUE**

LIO TECNIS®	BINOCULAR	MONOCULAR	P
ZCB00	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
-5.00 D	0.90 ± 0.18	1.04 ± 0.18	<0.001
-4.50 D	0.80 ± 0.21	0.97 ± 0.19	<0.001
-4.00 D	0.73 ± 0.21	0.91 ± 0.17	<0.001
-3.50 D	0.66 ± 0.23	0.83 ± 0.17	<0.001
-3.00 D	0.56 ± 0.22	0.73 ± 0.17	<0.001
-2.50 D	0.45 ± 0.19	0.63 ± 0.17	<0.001
-2.00 D	0.32 ± 0.15	0.51 ± 0.17	<0.001
-1.50 D	0.20 ± 0.12	0.38 ± 0.16	<0.001
-1.00 D	0.08 ± 0.10	0.23 ± 0.14	<0.001
-0.50 D	-0.02 ± 0.06	0.06 ± 0.09	<0.001
0 D	-0.07 ± 0.06	-0.04 ± 0.13	<0.001
+0.50 D	-0.03 ± 0.07	0.05 ± 0.10	<0.001
+1.00 D	0.09 ± 0.12	0.20 ± 0.15	<0.001
+1.50 D	0.24 ± 0.16	0.37 ± 0.17	<0.001
+2.00 D	0.37 ± 0.18	0.51 ± 0.17	<0.001
+2.50 D	0.54 ± 0.17	0.64 ± 0.18	<0.001
+3.00 D	0.62 ± 0.18	0.74 ± 0.17	<0.001
+3.50 D	0.70 ± 0.18	0.84 ± 0.17	<0.001
+4.00 D	0.79 ± 0.20	0.92 ± 0.15	<0.001
+4.50 D	0.89 ± 0.19	0.98 ± 0.16	<0.001

Tabla 51. Resultados obtenidos para la realización de las curvas de desenfoque con la lente monofocal Tecnis® ZCB00, tanto en binocular como monocular. Valores de AV expresados en escala LogMAR.

LIO TECNIS®	BINOCULAR	MONOCULAR	P
ZMB00	(media ± desviación estándar)	(media ± desviación estándar)	
-5.00 D	0.45 ± 0.16	0.61 ± 0.16	<0.001
-4.50 D	0.32 ± 0.13	0.45 ± 0.16	<0.001
-4.00 D	0.18 ± 0.12	0.32 ± 0.14	<0.001
-3.50 D	0.07 ± 0.10	0.16 ± 0.12	<0.001
-3.00 D	0.00 ± 0.06	0.07 ± 0.10	<0.001
-2.50 D	0.04 ± 0.09	0.10 ± 0.10	<0.001
-2.00 D	0.12 ± 0.12	0.23 v 0.15	<0.001
-1.50 D	0.18 ± 0.12	0.30 ± 0.16	<0.001
-1.00 D	0.12 ± 0.11	0.24 ± 0.14	<0.001
-0.50 D	-0.02 ± 0.11	0.09 ± 0.11	<0.001
0 D	-0.07 ± 0.07	-0.01 ± 0.08	<0.001
+0.50 D	-0.01 ± 0.08	0.08 ± 0.12	<0.001
+1.00 D	0.11 ± 0.11	0.23 ± 0.15	<0.001
+1.50 D	0.25 ± 0.14	0.36 ± 0.17	<0.001
+2.00 D	0.30 ± 0.11	0.40 ± 0.14	<0.001
+2.50 D	0.24 ± 0.11	0.33 ± 0.15	<0.001
+3.00 D	0.28 ± 0.12	0.39 ± 0.16	<0.001
+3.50 D	0.45 ± 0.14	0.55 ± 0.13	<0.001
+4.00 D	0.57 ± 0.12	0.69 ± 0.16	<0.001
+4.50 D	0.68 ± 0.12	0.80 ± 0.17	<0.001

Tabla 52. Resultados obtenidos para la realización de las curvas de desenfoque con la lente multifocal Tecnis® ZMB00, tanto en binocular como monocular. Valores de AV expresados en escala LogMAR.

BINOCULAR	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
-5.00 D	0.90 ± 0.18	0.45 ± 0.16	<0.001
-4.50 D	0.80 ± 0.21	0.32 ± 0.13	<0.001
-4.00 D	0.73 ± 0.21	0.18 ± 0.12	<0.001
-3.50 D	0.66 ± 0.23	0.07 ± 0.10	<0.001
-3.00 D	0.56 ± 0.22	0.00 ± 0.06	<0.001
-2.50 D	0.45 ± 0.19	0.04 ± 0.09	<0.001
-2.00 D	0.32 ± 0.15	0.12 ± 0.12	<0.001
-1.50 D	0.20 ± 0.12	0.18 ± 0.12	0.40
-1.00 D	0.08 ± 0.10	0.12 ± 0.11	0.08
-0.50 D	-0.02 ± 0.06	-0.02 ± 0.11	0.99
0 D	-0.07 ± 0.06	-0.07 ± 0.07	0.87
+0.50 D	-0.03 ± 0.07	-0.01 ± 0.08	0.08
+1.00 D	0.09 ± 0.12	0.11 ± 0.11	0.40
+1.50 D	0.24 ± 0.16	0.25 ± 0.14	0.61
+2.00 D	0.37 ± 0.18	0.30 ± 0.11	0.01
+2.50 D	0.54 ± 0.17	0.24 ± 0.11	<0.001
+3.00 D	0.62 ± 0.18	0.28 ± 0.12	<0.001
+3.50 D	0.70 ± 0.18	0.45 ± 0.14	<0.001
+4.00 D	0.79 ± 0.20	0.57 ± 0.12	<0.001
+4.50 D	0.89 ± 0.19	0.68 ± 0.12	<0.001

Tabla 53. Comparativa de los resultados obtenidos para la realización de las curvas de desenfoque con la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y con la lente multifocal Tecnis® ZMB00 en binocular. Valores de AV expresados en escala LogMAR.

MONOCULAR	LIO TECNIS® ZCB00 (media ± desviación estándar)	LIO TECNIS® ZMB00 (media ± desviación estándar)	P
-5.00 D	1.04 ± 0.18	0.61 ± 0.16	<0.001
-4.50 D	0.97 ± 0.19	0.45 ± 0.16	<0.001
-4.00 D	0.91 ± 0.17	0.32 ± 0.14	<0.001
-3.50 D	0.83 ± 0.17	0.16 ± 0.12	<0.001
-3.00 D	0.73 ± 0.17	0.07 ± 0.10	<0.001
-2.50 D	0.63 ± 0.17	0.10 ± 0.10	<0.001
-2.00 D	0.51 ± 0.17	0.23 v 0.15	<0.001
-1.50 D	0.38 ± 0.16	0.30 ± 0.16	<0.001
-1.00 D	0.23 ± 0.14	0.24 ± 0.14	0.80
-0.50 D	0.06 ± 0.09	0.09 ± 0.11	0.18
0 D	-0.04 ± 0.13	-0.01 ± 0.08	0.22
+0.50 D	0.05 ± 0.10	0.08 ± 0.12	0.10
+1.00 D	0.20 ± 0.15	0.23 ± 0.15	0.28
+1.50 D	0.37 ± 0.17	0.36 ± 0.17	0.78
+2.00 D	0.51 ± 0.17	0.40 ± 0.14	<0.001
+2.50 D	0.64 ± 0.18	0.33 ± 0.15	<0.001
+3.00 D	0.74 ± 0.17	0.39 ± 0.16	<0.001
+3.50 D	0.84 ± 0.17	0.55 ± 0.13	<0.001
+4.00 D	0.92 ± 0.15	0.69 ± 0.16	<0.001
+4.50 D	0.98 ± 0.16	0.80 ± 0.17	<0.001

Tabla 54. Comparativa de los resultados obtenidos para la realización de las curvas de desenfoque con la lente monofocal Tecnis® ZCB00 y con la lente multifocal Tecnis® ZMB00 en monocular. Valores de AV expresados en escala LogMAR.

